

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

FACTEURS BIOMÉCANIQUES INFLUENÇANT
L'UTILISATION DU FLOTTEMENT ANGULAIRE
OFFERT PAR DES PÉDALES AUTOMATIQUES
EN CYCLISME DE ROUTE

par

Daniel Paré, B.Sc.

Mémoire présenté à la Faculté d'éducation Physique et Sportive
en vue de l'obtention du grade de
Maître en Sciences (M.Sc.)
dans le cadre du programme de
Maîtrise en Kinanthropologie

Mars 2006

©Daniel Paré, 2006

1X-116



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-17343-5

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-17343-5

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

Daniel Paré

Titre du mémoire : Facteurs biomécaniques influençant l'utilisation du flottement angulaire offert par des pédales automatiques en cyclisme de route

Résumé :

La pédale automatique permet au cycliste d'attacher son soulier à la pédale, entraînant des gains significatifs en performance. Le flottement représente la liberté de mouvement laissée à l'interface pied-pédale pendant l'encastrement. Bien que ce concept soit devenu un standard, les études s'intéressant spécifiquement à l'utilisation du flottement sont rares. La présente recherche vise à déterminer si certains paramètres influencent l'utilisation du flottement offert par des pédales de marque LOOK et si la présence de flottement modifie la cinématique du genou dans le plan frontal. Treize sujets ont pédalé dans différentes conditions de cadences, de puissances et de hauteurs de selle, de même qu'avec et sans flottement. Les analyses statistiques suggèrent qu'il n'existe aucune différence significative dans l'utilisation du flottement, peu importe la condition. Du côté Gauche, la puissance à fournir est le paramètre le plus près de la signification ($p=0,06$). La présence du flottement n'influence pas significativement la cinématique frontale du genou.

Au commencement, le vélo n'était pour moi qu'un jouet. Il est ensuite devenu un moyen de transport, un médium de développement physique, social et psychologique, un instrument de torture à ses heures et finalement un thème de recherche. Le vélo étant au centre de ma vie depuis maintenant plus de dix ans, j'en viens à me demander ce qui me serait arrivé si, par un quelconque jour de printemps, je n'avais pas saisi l'occasion en or que constituait un vieux Peugeot rouillé à 12 vitesses ! Avec le recul, je suis très satisfait des conséquences de cet achat et ne changerais rien à ce qui m'est arrivé et m'arrivera dans le monde du cyclisme.

Je voudrais remercier, pour m'avoir aidé à un moment ou à un autre pendant ces deux ans d'aventure qu'a constitué la maîtrise :

Marc Deninger, Steve Labbé, Jean-François Lagarde, Patrick Barriault, Simon Richard, Christian Maheux, M. Thierry Fournier, Jean-Sébastien Gosselin, mon entraîneur et ami Marc Veillette, tous les nombreux participants aux diverses séances de mesure, Christian Clavet, L'AGEG et le G3 (pour le café), Marie-Ève Montminy, mes parents (support incommensurable!), l'avocat du diable (présent à toutes les réunions...), et finalement, le comité : Yvan Champoux, Jean-Pierre Cuerrier, Denis Rancourt et Anne-Josée Beaudoin.

Table des matières

Liste des figures	iv
Liste des tableaux	vi
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Mise en contexte	1
1.2 Recension des écrits	3
1.2.1 Anatomie	4
1.2.2 Positionnement	9
1.2.3 Cinématique	10
1.2.4 Flottement angulaire	12
1.3 Objectifs de recherche	17
CHAPITRE 2 MATÉRIEL ET MÉTHODES	18
2.1 Anthropométrie	18
2.1.1 Gabarit stabilisateur	18
2.1.2 Choix des dimensions anthropométriques	19
2.1.3 Validation de la méthode FARO	23
2.1.4 Nature de la sortie	25
2.2 Cinématique du genou	26
2.2.1 Montage expérimental	26
2.2.2 Calibration	26
2.2.3 Validation	28

2.2.4	Traitement des données	28
2.2.5	Nature de la sortie	30
2.3	Cinématique du pied : flottement angulaire	32
2.3.1	Montage expérimental	33
2.3.2	Validation et calibration	34
2.3.3	Traitement des données	35
2.3.4	Nature de la sortie	36
2.3.5	Reproductibilité des données	37
2.4	Positionnement des cales	38
2.4.1	Montage expérimental	38
2.5	Questionnaire	39
2.6	Critères d'inclusion	40
2.7	Protocole	41
2.7.1	Familiarisation avec le tapis roulant	41
2.7.2	Collecte de données	41
2.8	Analyses statistiques	43
CHAPITRE 3	RÉSULTATS	45
3.1	Participants	45
3.2	Résultats statistiques	46
CHAPITRE 4	DISCUSSION	54
4.1	Flottement angulaire	55
4.1.1	Conception de l'interface pied-pédale	59
4.2	Cinématique du genou	60
4.3	Anthropométrie	66
CHAPITRE 5	CONCLUSION	70

ANNEXE A QUESTIONNAIRE D'APTITUDE À L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (Q-AAP)	73
ANNEXE B QUESTIONNAIRE D'EXPÉRIENCE CYCLISTE	75
ANNEXE C DONNÉES DE VALIDATION DE LA MÉTHODE FARO	77
ANNEXE D DONNÉES INITIALES	79
ANNEXE E TRAJECTOIRES FRONTALES DES GENOUX	84
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	129

Liste des figures

1.1	Les composantes d'un vélo	1
1.2	Extrémité proximale du fémur	4
1.3	Alignement segmentaire du genou	6
1.4	Les arches plantaires	8
1.5	Modèle biomécanique 2D	10
1.6	Référentiel de la pédale	13
1.7	Référentiel du cadre	14
1.8	Cale delta rouge	14
2.1	Bras digitaliseur FARO	18
2.2	Gabarit stabilisateur	19
2.3	Repères anatomiques	21
2.4	Marqueurs solidaires au cadre du vélo	27
2.5	Montage de calibration d'Optotrak	28
2.6	Déplacement du bloc de bois en fonction du temps	29
2.7	Trajectoire du genou avant correction	30
2.8	Trajectoire du genou après correction	31
2.9	Débattement latéral des genoux en fonction du temps	31
2.10	Nuages de points du débattement latéral des genoux	32
2.11	Pédale instrumentée pour le flottement angulaire	33
2.12	Courbe d'étalonnage d'une pédale instrumentée	34
2.13	Exemple de données brutes enregistrées par eDAQ	36

2.14	Exemple d'utilisation du flottement angulaire	37
2.15	Appareil de positionnement des cales	39
2.16	Montage de contrôle de la puissance	42
3.1	Histogramme du débattement du flottement en fonction des conditions .	47
3.2	Histogramme de la position moyenne en Y en fonction des conditions . .	48
3.3	Histogramme du ΔY moyen en fonction des conditions	49
3.4	Trajectoires des genoux - 1	50
3.5	Trajectoires des genoux - 2	50
3.6	Utilisation du flottement avant correction	52
4.1	Axes de rotation différents selon les études	56
4.2	Positionnement des cales : une source d'erreur	57
4.3	Utilisation du flottement en fonction de la puissance	58
4.4	Repères sur la semelle d'un soulier	60
4.5	Exerciseur fixe Velodyne	61
4.6	Conversion de déplacement angulaire à linéaire	64
4.7	Effet d'une obstruction physique sur le patron moteur	65
4.8	Le pied comme levier	68

Liste des tableaux

2.1	Liste des repères anatomiques	22
2.2	Validation de la méthode FARO	24
2.3	Erreurs estimées sur les dimensions anthropométriques	25
2.4	Exemple de résultats de calibration Optotrak	27
2.5	Reproductibilité du flottement	38
2.6	Organisation des données pour analyse statistique	44
3.1	Dates d'évaluation	46
3.2	Ordre des essais	47
3.3	Synthèse des données recueillies	48
3.4	Résultats des ANOVAs	51
3.5	Résultats des tests T	51
3.6	Tableau synthèse des dimensions anthropométriques	52
3.7	Relations entre l'anthropométrie et la cinématique du cycliste	53

Chapitre 1

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte

Le cyclisme est un sport pratiqué par des millions de personnes à travers le monde à des fins récréatives, compétitives, économiques ou pour des besoins de santé. Les usages du vélo sont donc multiples et, par conséquent, plusieurs types de vélos répondent à plusieurs besoins spécifiques. Un vélo est minimalement composé d'un cadre, de deux

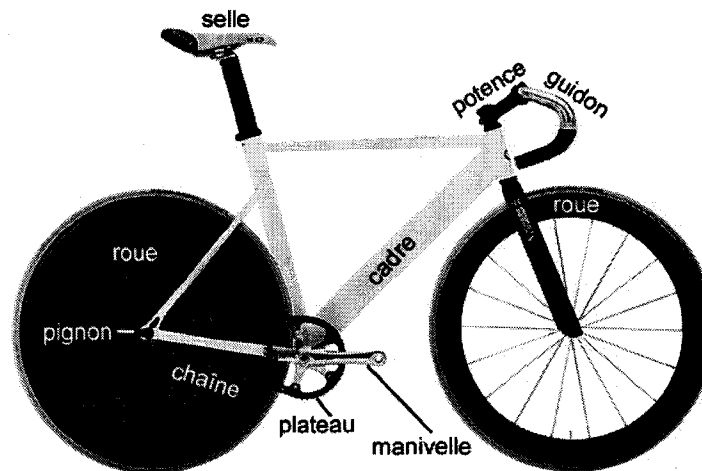


Figure 1.1: Les principales composantes du vélo (les pédales sont manquantes). D'autres accessoires existent mais ne sont pas essentiels.

roues, d'une selle, d'un guidon (potence et cintre) et d'un système de transmission de puissance (au moins un plateau, au moins un pignon, une chaîne, des manivelles et des

pédales). Une vélo de piste, minimaliste et sans pédale, est présenté à la figure 1.1. Le cadre en est évidemment la pièce maîtresse, ce qui spécialise l'engin. Les cadres conçus pour la route doivent être légers et de taille adaptée à l'être humain qui en fera usage, un point déterminant dans la pratique du sport. Les principaux paramètres caractérisant la taille d'un cadre sont la longueur des tubes horizontal et vertical (tube de selle) et l'angle que ce dernier fait par rapport à l'horizontale.

Les accessoires entourant le cadre permettent à plusieurs utilisateurs de morphologies distinctes d'optimiser leur relation avec leur vélo. Le choix de ces produits et leur ajustement sont regroupés sous le terme général de «positionnement», terme décrivant le fait de modifier les dimensions fonctionnelles du vélo dans le but d'accommoder au mieux l'utilisateur et son style de pratique.

Le positionnement a mené à des gains en performance remarquables, qui ont continué en 1985 lorsque la pédale automatique est apparue chez les coureurs professionnels. À l'aide d'un soulier muni d'inserts permettant d'y fixer une cale, le cycliste vient alors s'attacher directement à la pédale. Cette innovation permet des gains en efficacité mécanique tels que ce type de pédale est maintenant devenu un accessoire de base, même chez les cyclistes récréatifs (Gregor et Wheeler, 1994).

Or, un problème fondamental survient lorsque la population cyclosportive commence à utiliser cette technologie : chaque cycliste a une façon de pédaler qui lui est propre et dépend de sa morphologie, son comportement, son équipement, etc. En fixant le pied (via le soulier) à la pédale qui effectue un mouvement spécifique, la cinématique des membres inférieurs est très contrainte et des blessures par sollicitation abusive deviennent alors possibles. Le genou est un point d'intérêt car c'est le site de blessure le plus fréquent des membres inférieurs en cyclisme (Wilber, Holland, Madison et Loy, 1995).

Pour tenter de régler le problème, les fabricants de pédales ont instauré le flottement, une technologie qui offre la possibilité au soulier de pivoter autour d'un axe normal à la surface de la pédale sans se dégager. Ce principe laisse plus de liberté au genou, ce qui devient à la fois la norme et un paramètre de marketing intéressant. Gregor, Broker et Ryan (1991a) mentionnaient déjà, à cette époque, qu'il fallait investiguer à propos de l'effet de ce flottement sur la cinématique et la cinétique du geste pour mieux comprendre les forces en présence au genou.

Encore à ce jour, rares sont les études qui considèrent le flottement. Les principales

remontent à l'époque du début de la distribution de la technologie et veulent répondre aux questions conceptuelles concernant le type de flottement idéal (Boyd, Neptune et Hull, 1997 ; Ruby et Hull, 1993 ; Wheeler, Gregor et Broker, 1995). Depuis la cristallisation des concepts de flottement actuels (LOOK, Time, Speedplay), d'autres questions sont apparues à propos de la liberté entre le soulier et la pédale :

- Doit-on utiliser une pédale avec flottement ? Si oui, quelle est l'amplitude optimale ?
- Le flottement est-il toujours utilisé de la même façon pour des conditions de pédalage identiques ?
- Peut-on modifier certains paramètres de positionnement ou de comportement du cycliste et provoquer une variation dans l'utilisation de ce flottement ?

Un projet de recherche a été mis de l'avant afin de trouver des pistes de solutions aux questions posées. Un portrait des connaissances actuelles sur quelques aspects du cyclisme est d'abord dressé : géométrie du train arrière du groupe humain-vélo, anatomie du cycliste, cinématique du membre inférieur. Certains instruments de mesure ont été développés spécifiquement pour cette recherche, dont une paire de pédales capables de mesurer la position de la cale à l'intérieur de la plage de flottement. Ce nouvel appareil, la chaîne de mesure et le protocole visant à explorer certaines avenues de réponses aux questions posées précédemment sont ensuite décrites. Les résultats d'analyses statistiques suggérées dans la méthodologie sont analysés et interprétés afin de pouvoir comprendre le mieux possible, selon l'avancement des connaissances, les effets du flottement angulaire sur l'accomplissement du geste cycliste par l'athlète. À la lumière de ces nouveaux résultats, de nouvelles idées de recherches sont ensuite apportées afin de rendre la pratique du sport des plus sécuritaires.

1.2 Recension des écrits

Bien que le cyclisme hérite de 100 ans de recherche scientifique, il n'en demeure pas moins que les études sur le flottement sont rares. Elles sont toutes revues et intégrées aux connaissances existantes sur l'anatomie, le positionnement et la biomécanique cycliste présentées dans les pages suivantes.

1.2.1 Anatomie

Il est important de définir quelques concepts essentiels associés à l'être humain puisque c'est à la fois le moteur du système et le centre d'intérêt des chercheurs. Des notions d'anatomie, de biomécanique et de traumatologie sont abordées selon les principales articulations de l'extrémité inférieure.

La hanche

La hanche est composée du fémur et de l'os coxal. Tout le poids du haut du corps est supporté par les vertèbres lombaires, qui le transmettent aux articulations sacro-iliaques, puis aux hanches. L'os coxal présente un creux sphérique appelé acetabulum qui reçoit la tête du fémur. Cette articulation est donc de type «surface sphérique», ce qui offre trois degrés de liberté (ddl) en rotation. Cette liberté de mouvement ne restreint le geste cycliste qu'en translation seulement.

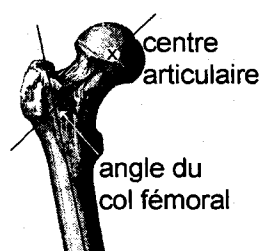


Figure 1.2: La portion supérieure du fémur : l'angle du col fémoral et le centre articulaire de la hanche sont identifiés.

Lorsque la position du centre articulaire de la hanche est estimée, le centre de la tête fémorale est considéré (figure 1.2). Cela est fait à partir de la méthodologie développée et exposée par Leardini, Cappozzo, Catani, Toksvig-Larsen, Petitto, Sforza, Cassanelli et Giannini (1999), qui formulent des équations simples à ce sujet.

Un angle important de la structure de la hanche est celui formé par l'axe longitudinal du col du fémur et l'axe longitudinal de la diaphyse fémorale : l'angle du col fémoral. Le seul moyen de le mesurer est par radiographie, une ressource qui n'a pas été utilisée pour l'étude en cours. Chez un sujet mature, la valeur de cet angle est d'environ 130° (Castaing, 1960).

En cyclisme, le mouvement observé à la hanche est une flexion/extension presque planaire qui oscille typiquement entre 60° et 120° , variant légèrement selon les individus mais très peu au sein d'un même cycliste. C'est principalement lors de la phase de poussée que les moments les plus grands sont produits pour propulser le groupe humain-vélo. Environ 25 % du travail produit à 250 W est généré par les extenseurs à la hanche (Reiser, Peterson et Broker, 2002). Mis à part les abrasions provoquées par des chutes,

les blessures à la hanche en cyclisme sont rares et donc mal documentées (Gregor et Wheeler, 1994).

Le genou

Le genou est composé de l'articulation tibio-fémorale et de l'articulation fémoro-rotulienne. Ces articulations unissent le fémur, le tibia et la rotule.

Une multitude de muscles ont une insertion à proximité du genou. Les principaux extenseurs forment le quadriceps : vaste interne, vaste intermédiaire, vaste externe et droit antérieur. Les fléchisseurs de la jambe, qui agissent également à titre de rotateurs internes ou externes selon leur insertion, sont majoritairement biarticulaires et participent conjointement à l'extension de la hanche : biceps fémoral, demi-tendineux, demi-membraneux, droit interne, couturier (fléchisseur à la hanche) et poplité (seul monoarticulaire). Les jumeaux sont aussi biarticulaires en croisant la cheville et ont une composante d'extension à celle-ci.

Le genou ressemble à une charnière instable. Dans les premiers degrés de flexion, elle n'a qu'un seul ddl dans le plan sagittal. De 20 à 60° de flexion, la charnière, moins rigide, permet la rotation interne (10°) et externe (20°) du tibia. Cette rotation est maximale à 90° de flexion et reste possible jusqu'à la flexion prononcée (environ 120°). L'amplitude de flexion maximale au genou varie de 120 à 160° selon la situation (Woestyn, 1977). Avec une flexion à la hanche, les muscles biarticulaires de l'arrière-cuisse peuvent limiter l'extension complète du genou chez les sujets moins souples.

L'alignement segmentaire de la cuisse et de la jambe dans le plan frontal n'est normalement pas rectiligne. Cet alignement est déterminé en observant, dans le plan frontal, la linéarité des trois articulations majeures du membre inférieur. Un membre inférieur bien aligné a la tête fémorale, le centre articulaire du genou et le centre articulaire de la cheville verticalement alignés (Cabrol et Platzner, 1999). On ne mentionne toutefois pas comment les pieds doivent être placés lors de cette évaluation. Le terme « varus » désigne une articulation plus éloignée du centre du corps alors que qu'une articulation en « valgus » en est plus rapprochée (figure 1.3).

Il est également important de faire la distinction entre cette façon de qualifier l'alignement segmentaire et une déviation naturelle entre les diaphyses fémorale et tibiale qui correspond à un angle de 5 à 10° dans le plan frontal (Castaing et Burdin, 1960).

Ceci, conjointement avec les particularités géométriques des surfaces articulaires du fémur, entraîne une rotation interne systématique à la jambe en début de flexion. En extension, tous les ligaments du genou sont tendus et conservent la jambe approximativement dans l'axe de la cuisse. C'est lors de la flexion, où trois des quatre ligaments importants (deux croisés et deux collatéraux) se relâchent, que les problèmes de stabilité surviennent. Le collatéral interne conserve une certaine tension lors de la flexion, ce qui favorise la stabilité du côté interne, mais le rend vulnérable aux blessures. D'ailleurs, les structures médiales du genou sont généralement plus résistantes que leurs structures latérales correspondantes à cause du valgus physiologique qui augmente le stress médial. À tout moment, la tension musculaire protège les structures passives.

La stabilité transversale (médio-latérale) du genou est assurée par plusieurs structures : les vastes interne et externe, la patte d'oie, la bandelette ilio-tibiale et les ligaments collatéraux. Étant donné le valgus physiologique et la ligne d'action du quadriceps, la rotule cherche parfois à se luxer latéralement avec un genou en pleine extension. Cette condition est accentuée par un bassin de largeur importante (grand angle Q). De plus, un alignement imparfait de la rotule peut causer des pressions inégales sur la trochlée intercondylienne et les répétitions peuvent user prématurément le cartilage de cette région. C'est la chondromalacie (Holmes, Pruitt et Whalen, 1994).

L'appareil extenseur est crucial dans la production de la puissance nécessaire à la propulsion du couple humain-vélo. Typiquement, une selle trop basse ou trop avancée par rapport au boîtier de pédalier (BB) peut être à l'origine de plusieurs problèmes (Holmes *et al.*, 1994). De plus, un alignement segmentaire anormal (genou valgus ou varus important) peut avoir le même effet : le tendon rotulien, les tendons quadricipitaux et certaines structures adjacentes (bourses, ligaments,

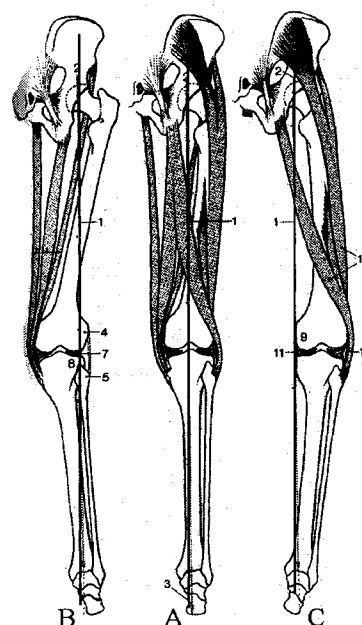


Figure 1.3: Alignement segmentaire (adapté de Cabrol et Platzer, 1999). a) Membre inférieur droit bien aligné : les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville sont verticaux. b) Genou varus. c) Genou valgus. L'arrière-pied emploie la même terminologie.

etc.) sont surchargées et risquent de s'inflammer de façon excessive. Dépendamment du site exact d'inflammation, le cycliste souffre alors d'une tendinite, d'une bursite ou d'un syndrome fémoro-rotulien (douleur diffuse autour de la rotule).

Le coup de pédale implique les extenseurs et les fléchisseurs du genou dans une séquence précise pendant les phases du pédalage. L'extension de la jambe au genou est synchronisée avec l'extension de la cuisse à la hanche (Suzuki, Watanabe et Homma, 1982), ce qui mène à une sollicitation constante de certains muscles biarticulaires. Or, plusieurs fléchisseurs sont également rotateurs de la jambe. Des moments de quelques newtons-mètres sont ainsi créés autour de l'axe longitudinal de la jambe pendant le pédalage. Ces moments ne contribuent pas de manière importante à la propulsion du vélo mais entraînent, si l'équipement le permet, l'utilisation du flottement. La problématique d'ajustement des cales provient de ce phénomène. Un mauvais ajustement de la cale limite les mouvements engendrés par ces moments et augmente les contraintes internes au genou, soupçonnées de provoquer les blessures par sollicitation abusive (Gregersen et Hull, 2003). Voici un exemple concret de mécanisme de blessure fréquent chez les cyclistes.

Entre 0 et environ 30° de flexion au genou, la bandelette ilio-tibiale bascule de part et d'autre de l'épicondyle externe du fémur. Lorsqu'elle est mise en tension par le tenseur du fascia lata et le grand fessier, la friction entre la bandelette et l'épicondyle augmente, pouvant initier le processus inflammatoire. La douleur se déclenche habituellement de manière subite pendant l'activité. En cyclisme, une selle trop haute et/ou une rotation interne de la jambe imposée par un mauvais ajustement de la cale sous le soulier augmente la tension dans la bandelette et favorise cette blessure. L'ajustement de la hauteur de selle est alors fait pour que le genou reste constamment à au moins 30° de flexion (légèrement plus basse que la situation optimale, section 1.2.2), et ce afin d'éviter aggravation et récurrence. On peut aussi réajuster l'orientation de la cale pour augmenter la rotation externe de la jambe.

Le complexe cheville-pied

La cheville est une articulation importante dans la locomotion bipède. En synergie avec l'articulation sous-astragaliennne et les autres structures du pied, elle contribue à optimiser le contact entre le sol et la plante du pied. Les trois arches plantaires forment

un triangle et agissent comme un trépied qui maintient une charge en équilibre (figure 1.4). Advenant un choc, le pied absorbe une partie du stress en se déformant, comme lorsque les pattes d'un trépied s'écartent sous le poids de l'objet soutenu. Il faut donc absolument un soulier pour le considérer comme un corps rigide. Les souliers de vélo font bien l'affaire avec leurs semelles très rigides.

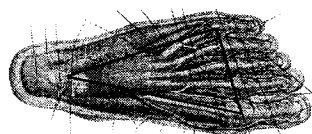


Figure 1.4: Les trois arches plantaires (adapté de Netter, 1997). Du talon aux orteils, les deux arches longitudinales (médiale et latérale) passent par les première et dernière têtes métatarsiennes, respectivement. L'arche transverse va de la première à la dernière tête métatarsienne.

La cheville est construite comme une charnière : la tête de l'astragale (cylindrique) est encastrée dans un creux formé par la malléole externe (péroné), l'extrémité distale du tibia et les ligaments correspondants. La liberté de l'articulation tibio-astragalienne est dans le sens de la flexion/extension, mouvement se faisant autour d'un axe oblique passant par les malléoles (Cabrol et Platzer, 1999). Cette orientation amène des combinaisons de mouvements indissociables. La position neutre est celle où le pied forme un angle droit avec la jambe. De cette position, l'amplitude de mouvement maximale est d'environ 30° en flexion dorsale (flexion) et de 50° en flexion plantaire (extension) (Woestyn, 1977).

D'autres mouvements sont possibles au complexe cheville-pied. Une pronation de 25° et une supination de 50° selon un axe allant du centre du calcaneum à la tête du 2^e métatarse sont identifiables. La flexion plantaire accompagnée d'adduction et de supination se nomme inversion du pied. À l'opposée, le mouvement combiné d'une flexion dorsale, abduction et pronation est appelé éversion. Lorsque toutes les articulations travaillent en harmonie, le complexe cheville-pied obtient donc une grande mobilité dans tous les plans.

Enfin, l'utilisation de la cheville en cyclisme est un sujet de recherche présentement exploité (Ericson, Ekholm, Svensson et Nisell, 1985 ; Gregor, Komi, Browning et Jarvinen (1991b) ; Pierson-Carey, Brown et Dairaghi, 1997 ; Pyndt, Laursen et Nielsen, 2003). Lance Armstrong, avec son style particulier, a suscité l'intérêt de certains chercheurs autant en physiologie qu'en biomécanique. L'observation qualitative du cycliste en question indique qu'il utilise presque toute l'amplitude de mouvement disponible à la cheville dans le plan sagittal.

1.2.2 Positionnement

Le positionnement se rapproche de l'art car il nécessite la prise en considération d'une foule de variables objectives et subjectives. En plus des longueurs segmentaires de l'utilisateur, des variables comme son style de pratique, son âge, son vécu sportif, l'historique de blessures ou ses objectifs personnels entre en ligne de compte. Les ajustements possibles sur un vélo sont multiples : hauteur de selle, recul de selle, longueur des manivelles, position du guidon (horizontale et verticale), etc.

Comme le positionnement n'est pas au centre de la recherche actuelle, le paramètre qui entraîne la plus grande modification du système est utilisé comme variable indépendante au cours de cette étude et explicité ci-bas. À titre de comparaison, la distance entre la selle et la pédale change de moins de 2 cm entre les positions limites de recul de selle et le choix de longueur de manivelles disponibles sur le marché est contenu dans une plage d'à peine 2 cm. La hauteur de selle se présente donc à la fois comme un paramètre simple à faire varier et qui risque d'avoir le plus d'influence sur la cinématique du membre inférieur.

Hauteur de selle

La hauteur de selle a été la première dimension associée au rendement (Nordeen-Snyder, 1977). En faisant varier la hauteur de selle, l'auteure a été la première à établir une corrélation entre cette variable géométrique et la consommation d'oxygène de l'athlète. Elle a donc estimé que la distance entre le creux de la selle et la pédale, lorsque cette dernière est le plus loin possible de la selle, doit correspondre à 100% de la hauteur trochantérienne (les deux autres situations étant 95% et 105%), ce qui minimise la consommation d'oxygène à une puissance donnée. Par la suite, une panoplie d'auteurs a utilisé cette référence pour normaliser la position des cyclistes lors de leurs études (Burke, 1994; Christiaans et Bremner, 1998; Gonzalez et Hull, 1989; Hull et Gonzalez, 1988; Too, 1990; Welbergen et Clijsen, 1990).

Une autre école de pensée est plutôt conservatrice dans son approche envers l'imposition d'une hauteur de selle donnée et utilise la hauteur de selle «préférée» comme référence (Boyd *et al.*, 1997; Heil, Derrick et Whittlesey, 1997; Ryschon et Stray-Gundersen, 1991). Comme les cyclistes ayant atteint un certain niveau de pratique sont plutôt réticents à l'idée de modifier leur position, la position préférée permet une participation

plus plaisante des sujets, bien qu'il faille recenser toute variation imposée au cycliste pour des fins expérimentales afin de lui permettre de retrouver sa position initiale au terme de l'expérience.

1.2.3 Cinématique

Les premières analyses cinématiques de la situation cycliste remontent au début des années 1980 et visent surtout à comprendre le geste en deux dimensions (Suzuki *et al.*, 1982 ; Francis, 1986 ; Gregor, Cavanagh et LaFortune, 1985). Rapidement, les ressources informatiques permettent de complexifier les modèles afin d'y intégrer la troisième dimension. Radharamanan et Shen (1990) décrivent leur modèle tridimensionnel à dix ddl : trois rotations à la hanche et au complexe cheville-pied, deux rotations au genou, la rotation de la manivelle autour du BB et le mouvement «entre la pédale et le soulier». On ne donne qu'un seul ddl en rotation en ce dernier endroit et on néglige les translations. En discussion, les auteurs semblent plutôt parler de la liberté de rotation de la pédale autour de son axe, ce qui pose un problème de termes employés. Puisque la figure apparaissant dans la discussion fait mention d'un angle variant entre 0 et 180°, tout porte à croire qu'on parle d'autre chose que de flottement. Il était difficile de s'attendre à plus de précision car des étriers étaient utilisés à l'époque.

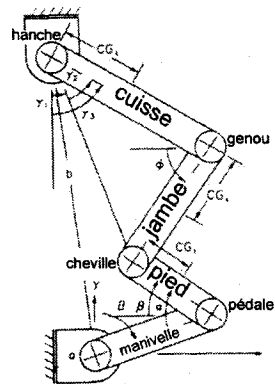


Figure 1.5: Modèle biomécanique 2D
traduit de Redfield et Hull (1986).

Ruby, Hull et Hawkins (1992a) ont également modélisé la situation cycliste en trois dimensions pour calculer les contraintes internes au genou et évaluer l'erreur associée à la négligence des moments nets à la pédale. En observant le débattement latéral du genou lors du pédalage, ils en concluent que ce mouvement effectué dans le plan frontal (le long de l'axe des Y) est producteur de moments à ne pas négliger lors de l'analyse du mouvement. L'amplitude moyenne de ce mouvement pour les 11 sujets de cette étude a été de $2,3 \pm 0,7$ cm. En utilisant le même modèle, Ruby *et al.* (1992b) ont obtenu des

valeurs de $2,2 \pm 0,6$ cm pour le même paramètre calculé auprès de 23 sujets.

Gregor et Wheeler (1994) mentionnent clairement que le mouvement des membres inférieurs devient rapidement régulier au sein d'un même individu puisqu'il est en quelque sorte restreint par les différents paramètres d'ajustement choisis. Ces auteurs mentionnent également les limites d'une étude cinématique seule et non couplée à de la cinétique, laquelle ne pourrait jamais détailler le jeu complexe des forces appliquées sur les structures internes du genou. Enfin, ils remarquent que les cyclistes blessés chroniques d'autres études recensées avaient des patrons de moments de force différents des autres, des amplitudes de mouvement plus importantes dans le plan frontal et une position moyenne des genoux plus près du cadre lors de la phase de poussée. Cette convergence vient préciser le contexte à l'origine du mécanisme de blessure au genou.

Plus récemment, les études se sont penchées sur des aspects plus techniques de la recherche. Par exemple, Umberger et Martin (2001) ont tenté de démontrer que le fait d'observer la situation cycliste dans deux plans perpendiculaires (sagittal et frontal) représentait aussi bien la situation qu'une observation en trois dimensions. Ces auteurs arrivent à la conclusion que seule une analyse 3D permet d'obtenir l'information réelle sur les mouvements se produisant entre la jambe et le pied. De plus, leurs deux considérations méthodologiques résident autour du calcul de l'angle de flexion à la hanche (qui doit être mesuré entre le fémur et le bassin plutôt qu'avec l'épaule) et du comportement de la cheville. Ils la modéliseront comme une surface sphérique à cause de la synergie du groupe d'articulations présentes. L'attention est finalement portée sur la proportion des mouvements selon le plan d'observation : les amplitudes dans le plan sagittal varient de 15 à 70° et sont habituellement inférieures à 10° dans le plan frontal.

Gregersen et Hull (2003), pour leur part, ont ciblé précisément la cinématique de la jambe pour tenter de déterminer les moments non-propulsifs au genou. Ils ont cherché à y quantifier les contraintes résultantes (soupçonnées de contribuer à l'apparition de blessures) à l'aide d'un modèle et y observer les impacts de l'omission de ces moments non-propulseurs sur le comportement du modèle. Après avoir enregistré des données auprès de 15 cyclistes expérimentés, les auteurs ont constaté la grande variabilité des paramètres hors du plan sagittal. Le besoin d'orienter le référentiel local de la jambe selon les axes anatomiques, permettant alors une interprétation juste des mouvements observés, a été une préoccupation importante qui n'a pas mené à l'identification d'une méthodologie définitive. Les auteurs concluent donc sur le besoin de définir un référentiel adapté aux objectifs de la recherche et de ne pas modéliser le genou comme une vulgaire

charnière (un seul ddl) mais plutôt comme une surface sphérique qu'il faut limiter dans certaines directions.

Un autre article jugé pertinent a pour but d'observer la synchronisation de la position médio-latérale du genou dans le cycle de pédalage (Bailey, Maillardet et Messenger, 2003). Deux caméras perpendiculaires placées à droite et devant le cycliste ont servi à faire l'acquisition de séquences vidéo du membre inférieur droit de 24 cyclistes. Des marqueurs permettant d'estimer les principaux centres articulaires (hanche, genou, cheville) étaient vus dans le plan sagittal alors que deux autres marqueurs (tubérosité tibiale et centre des malléoles) servaient à calculer l'angle de la jambe par rapport à la verticale. Deux groupes de cyclistes ont été créés : ceux blessés ou ayant un passé de blessures et les asymptomatiques. Les auteurs ont constaté que les cyclistes blessés avaient tendance à avoir une position de genou plus médiale (près du cadre). De plus, les auteurs stipulent que cette position de genou est particulièrement importante à considérer lors de la phase de poussée (entre le point mort supérieur (TDC) et 90° environ). Retenons enfin la stratégie d'observation du mouvement décomposé en deux vues plutôt qu'une tentative d'intégration des données dans un modèle 3D, ce qui rend l'analyse plus simple.

En résumé, la situation cycliste est le fruit de toutes sortes d'analyses cinématiques en deux et trois dimensions. La majorité des auteurs confirment que le genou est le site le plus important à comprendre, mais aussi le plus complexe du système. Notre étude doit donc impérativement aller en ce sens. Toutefois, un paramètre est régulièrement omis (volontairement ou non) en recherche : la liberté de mouvement du pied lorsqu'il est attaché à la pédale. Cette liberté offre au reste du membre inférieur une possibilité de mouvement importante à considérer.

1.2.4 Flottement angulaire

Afin de faciliter la compréhension, il importe de présenter certaines conventions claires qui sont utilisées tout au long de la recherche. Ainsi, une seule façon d'orienter les systèmes d'axes est utilisée. Comme cette section vise à décrire les possibilités offertes par la pédale automatique, le premier référentiel illustré est relatif à la pédale (figure 1.6).

L'axe des X positifs est associé à la direction dans laquelle le vélo se déplace. L'axe des Y est parallèle à l'axe de la pédale et positif vers la gauche du vélo, indépendamment

de la pédale observée. L'axe des Z est positif vers le haut, perpendiculairement au plan créé par les deux autres axes. L'origine de ce système d'axes est un point situé sur la surface de la pédale qui entre en contact avec la cale et en ligne avec le centre de l'axe de la pédale. L'origine se trouve au centre de la cale selon l'axe des Y. Ce système d'axes est parmi les plus utilisés dans le domaine.

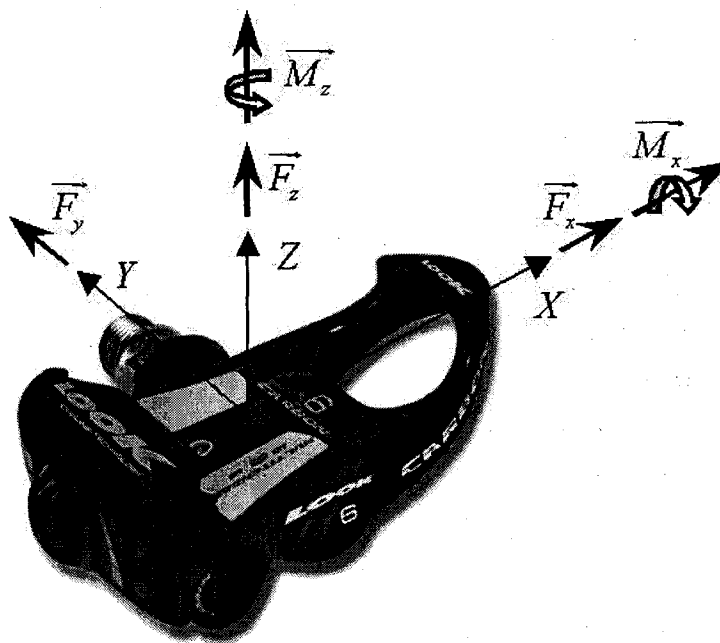


Figure 1.6: L'orientation de ce référentiel est valide pour le vélo en entier. Seule son origine est déplacée en quelques endroits stratégiques : le centre du pédalier ou le centre de chaque pédale.

Un système d'axes solide au cadre du vélo sera orienté de la même façon que celui présenté précédemment. Prenant un point sur l'axe du BB pour origine (détaillé en 2.2.4), l'axe des X est horizontal et son sens positif va vers l'avant du vélo. L'axe des Y positifs est vers la gauche et les Z positifs sont vers le haut (figure 1.7).

La figure 1.6 représente une pédale de marque LOOK. Une cale triangulaire (figure 1.8) s'y insère par l'avant dans l'espace prévu à cet effet. Elle est retenue en place par une pièce mobile gardée en tension par des ressorts. On peut alors exercer la plupart des forces et moments sur la cale sans qu'elle ne se dégage. Pour dégager la cale, l'utilisateur doit produire un moment autour de Z dépassant un seuil souvent ajustable.

La cale se fixe en trois points au soulier. Afin d'accommoder un maximum de morphologies, il est possible de positionner la cale sous le soulier à son goût. Entre les

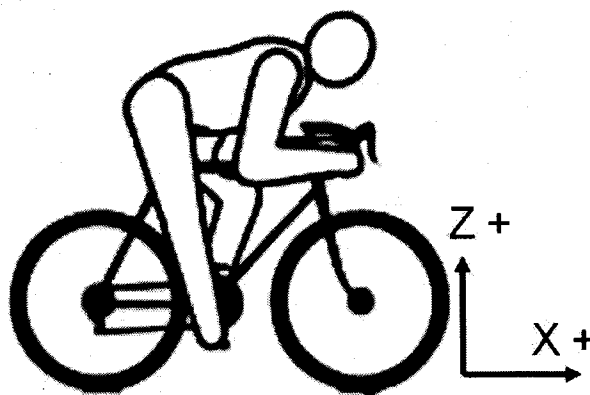


Figure 1.7: Référentiel du cadre du vélo. L'origine de ce système d'axes est définie avec précision dans la méthodologie (section 2.2.4).

positions limites, la cale peut se déplacer latéralement (sur Y) de presque 1 cm et longitudinalement (sur X) de presque 1 cm également. Ces deux ddl simultanés permettent alors de positionner la cale en rotation (environ $\pm 20^\circ$ autour de Z), réduisant par contre les libertés en translation.

Deux choix de cales sont disponibles. Une cale noire ne permet aucune liberté de mouvement lorsqu'engagée alors qu'une cale rouge permet une rotation autour d'un axe parallèle à Z sans se dégaier. Le centre de rotation n'est toutefois pas exactement sur l'axe mais plus à l'avant (vers les X positifs), représenté par la croix à la figure 1.8. Cette liberté, appelée «flottement», est ajustable sur certains modèles LOOK entre 0 et 9° et varie selon les compagnies. Ruby et Hull (1993) ont mené quelques recherches sur les pédales automatiques, dont une s'intéressant particulièrement à la nature du flottement offert. Ces chercheurs ont émis l'hypothèse que le fait de permettre un certain mouvement entre la pédale et le pied pourrait réduire les contraintes au genou. Pour ce faire, 11 cyclistes compétitifs ont pédalé dans des conditions contrôlées (90 rpm, environ 250 W) avec quatre types de pédales : une pédale fixe, une pédale offrant une liberté autour de Z (semblable au flottement offert par LOOK), une pédale libre autour d'un axe parallèle

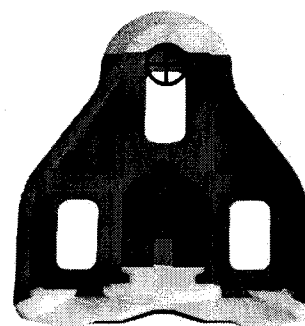


Figure 1.8: Une cale delta offrant environ 9° de flottement (www.lookcycle.com). La croix apparaissant sur la figure représente une estimation de la position de l'axe de rotation autour duquel le flottement s'effectue.

à X (ddl de l'assiette) et une dernière pédale offrant 7 mm de translation sur Y. Des calculs de dynamique inverse ont été menés afin de connaître les contraintes internes au genou et les différentes situations ont été comparées. Les auteurs ont retenu que le flottement autour de Z était celui qui permettait de réduire le plus les contraintes internes au genou lors du pédalage.

Il convient toutefois d'émettre certaines réserves relativement à cette étude. D'abord, le modèle utilisé a été détaillé dans un autre écrit qui cerne bien les limites de cette méthode (Ruby *et al.*, 1992a). Des erreurs non-négligeables sont issues de ce modèle, dont une incertitude élevée quant à la grandeur du bras de levier entraînant les moments autour de X au genou. Étant donnée la longueur de la jambe, un petit déplacement latéral du genou (qu'il soit vrai ou associé à l'erreur de mesure) modifie grandement ce moment, jugé important. Ce modèle constitue néanmoins un outil de comparaison acceptable. Ensuite, les différentes plate-formes utilisées pour modifier les ddl de la pédale sont conçues de sorte que les axes de rotation ne sont pas placés à des endroits représentatifs de la réalité. Par exemple, l'axe de rotation autour de Z est directement au-dessus de l'axe de la pédale (figure 1.6) alors qu'il a été mentionné précédemment que la cale tourne autour d'un autre pivot. Il convient donc de constater que le flottement offert aux sujets pendant cette expérience n'est pas celui offert au public et que les calculs associés ne sont pas directement transférables.

Dans le même ordre d'idées, Boyd *et al.* (1997) ont cherché à évaluer si le fait d'offrir deux ddl en rotation, séparément ou simultanément, pouvait réduire les contraintes internes au genou. Les calculs de dynamique inverse ont démontré qu'un ddl en plus entre le pied et la pédale réduisait les contraintes internes au genou par rapport à une pédale sans flottement. De plus, les auteurs mentionnent que deux ddl sont encore plus efficaces dans la réduction des mêmes contraintes. Ils maintiennent toujours, par contre, l'idée d'adapter la nature du flottement sur une base individuelle.

Wheeler *et al.* (1995), devant le manque de données scientifiques concernant le flottement, ont étudié l'effet de différentes interfaces pied-pédale sur les forces et moments résultant aux pédales : étriers, système LOOK ARC (flottement présenté précédemment) et pédales Time. Ces dernières offrent une liberté de rotation substantielle de même qu'une liberté de translation sur l'axe Y d'environ 1 cm. Les moments autour de l'axe Z, associés à l'utilisation du flottement, ont été grandement diminués par la présence de flottement lorsque comparés à la situation sans flottement chez 34 sujets (27

sains et 7 blessés au genou à cause du cyclisme). Ces moments sont, selon ces auteurs, potentiellement transmis au genou et générateurs de blessures. D'ailleurs, les sujets blessés chroniques de cette recherche avaient un patron de moments autour de Z nettement différent des autres. Les données analysées démontrent aussi que les pertes de puissance transmises au vélo sont faibles.

D'autres auteurs utilisent des termes nébuleux lorsque la notion de flottement apparaît dans leurs recherches (Radharamanan et Shen, 1990 ; Ruby *et al.*, 1992a ; Ruby, Hull, Kirby et Jenkins, 1992b). Ils parlent de «cleated shoes and toe clips», ce qui semble faire référence à un ancien système d'attache nettement moins convivial (le terme anglais exact pour la pédale automatique moderne étant «clipless pedal»). Ils sont toutefois en mesure d'ajuster l'angle entre une cale placée sous le soulier et le soulier en question. Enfin, Gregersen et Hull (2003) utilisent intentionnellement des pédales fixes afin de ne pas avoir à contrôler ce paramètre potentiellement confondant alors que Umberger et Martin (2001) mentionnent clairement la présence de flottement dans le système étudié sans en considérer les implications.

Plusieurs professionnels liés au cyclisme se sont penchés sur la question du positionnement de la cale. Il est admis que la première chose à faire est de placer le centre de la cale, selon l'axe des X, sous la première tête métatarsienne, ce qui aligne l'axe de la pédale à ce repère anatomique (Belluye et Cid, 2001; Burke, 1994; de Vey Mestdagh, 1998; de Mondenard, 1989; Ericson *et al.*, 1985; Gonzalez et Hull, 1989; Iehl, 2005; Kronisch, 1998; Powell, 1982; Ruby et Hull, 1993). Des repères permettant ce premier ajustement sont visibles sur la cale mais pas sur tous les souliers, ce qui rend le contrôle de cet ajustement difficile. Aucune règle de base ne régit l'ajustement latéral de la cale.

Concernant l'ajustement en rotation, plusieurs auteurs (Burke, 1994; de Mondenard, 1989; Kronisch, 1998) cherchent à reproduire l'angle naturel produit par les pieds lors de la locomotion bipède (angle préféré des pieds) mais ne mentionnent pas comment il est mesuré. Bien que ce soit une information pouvant servir de point de départ, il ne faut pas oublier que les spécifications du geste cycliste sont quelque peu différentes de la marche. Aucune étude connue des chercheurs n'a établi de protocole rigoureux menant à l'ajustement de l'orientation de la cale.

1.3 Objectifs de recherche

Les écrits recensés couvrent les aspects d'anatomie du membre inférieur et les principales recherches visant à comprendre le mouvement de pédalage. Afin d'améliorer la sécurité des pratiquants, ces recherches ont rapidement ciblé le genou comme étant un site d'intérêt majeur. Bien que ce soit un site de blessure important, les mécanismes entraînant les blessures à cette articulation ne sont pas clairs. Des variations d'ordre cinématique et cinétique ont toutefois été observées à quelques reprises chez des sujets blessés ou ayant été blessés. La tendance veut associer les blessures au genou à une position de genou plus près du cadre, un déplacement latéral plus important et des moments autour de l'axe Z (à la pédale) plus grands.

La pédale automatique a donc évolué dans le but spécifique de réduire les contraintes internes au genou occasionnées par ces moments en offrant le flottement aux cyclistes. Puisqu'un mouvement supplémentaire est possible entre le pied et la pédale, il importe en tout premier lieu de savoir si ce mouvement est réellement utilisé et dans quelles circonstances. Le premier objectif de la présente étude est donc de **développer et valider l'instrumentation nécessaire à l'observation de l'utilisation du flottement et de l'appliquer à une situation constituant une référence.**

Ensuite, il est logique de penser que ce ddl, permettant un mouvement du pied, peut influencer le reste du mouvement du membre inférieur. Le second objectif est donc de **comparer la performance motrice de cyclistes dans deux situations où la présence ou l'absence de flottement est le seul changement, cernant ainsi l'effet du flottement sur la façon de pédaler des cyclistes.** La cinématique du genou dans le plan frontal est choisie pour apprécier le geste car plusieurs auteurs considèrent qu'une partie de la compréhension du mécanisme de blessure s'y cache.

Enfin, il est difficile de généraliser des observations faites en laboratoire à partir d'une seule condition expérimentale. Celle-ci ne reflète qu'une mince partie de ce que les cyclistes blessés ont subi pour en arriver à ce point. Les performances motrices des cyclistes seront donc observées dans différents contextes rencontrés fréquemment afin de **vérifier si d'autres variables comportementales ont une influence sur l'utilisation du flottement ou la cinématique du genou dans le plan frontal.**

Chapitre 2

MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1 Anthropométrie

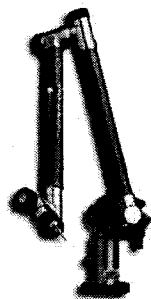


Figure 2.1: Un bras digitaliseur FARO (www.faro.com).

Dans un projet précédent visant à caractériser la morphologie d'athlètes d'élite, un bras numériseur servant à la mesure d'objets tridimensionnels complexes (FARO Arm technologies, www.faro.com) a servi à mesurer avec fiabilité et justesse des longueurs segmentaires dans un temps très court. La méthodologie de ce projet se limitait aux longueurs, mais comme le calcul des dimensions est effectué par informatique après l'acquisition, il est théoriquement possible de mesurer n'importe quelle dimension avec cette technologie tant que des repères osseux sont clairement identifiés et que l'être humain à mesurer demeure immobile. Pour parvenir à cette fin, une structure rigide en aluminium est présentée dans les prochaines lignes. Le reste de la section détaille les autres aspects méthodologiques de l'évaluation anthropométrique servant à caractériser la morphologie des athlètes évalués.

2.1.1 Gabarit stabilisateur

Le gabarit de la figure 2.2 a subi quelques modifications mineures afin de répondre plus spécifiquement aux besoins de cette étude. La bande de velcro attachée au chariot (a) servant initialement à stabiliser les bras est maintenant attachée autour de l'abdomen pour favoriser la stabilité du bassin, où de nouveaux points sont numérisés. Elle est donc ajustée à la hauteur du nombril et les bras ne sont pas retenus par cette bande. Les appuis aux épaules (b) devenus inutiles (aucun point numérisé sur les membres supérieurs) sont

retirés et les bras sont croisés sur le torse pendant l'essai. Enfin, la position des pieds est normalisée en appuyant les talons sur une plaque déterminant le plan frontal. Cette plaque a été évidée afin de faciliter l'accès aux repères anatomiques des talons. Le dernier point de contact contribuant à la stabilité du sujet est une tige ajustable en hauteur (c) qui sert aussi à mesurer la hauteur de l'entrejambes. Ces modifications sont toutes dirigées vers le besoin de stabilité aux membres inférieurs, ce qui maintient la validité de la méthode pour les longueurs segmentaires. Des dimensions d'autres natures sont cependant souhaitées pour dresser un meilleur portrait des cyclistes : les largeurs segmentaires et les angles articulaires.

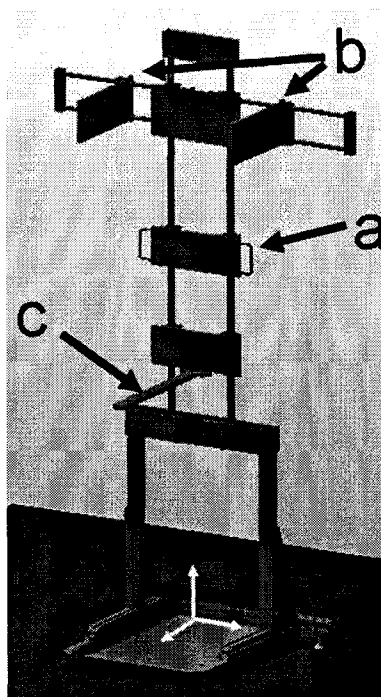


Figure 2.2: Gabarit stabilisateur. L'être humain est immobilisé pendant la numérisation des repères.
a) Chariot où est attaché une bande velcro (absente sur la figure). b) Appuis-bras retirés. c) Tige servant à mesurer l'entrejambes. Le référentiel sur la base du gabarit est orienté pour que les X positifs soient vers l'avant.

2.1.2 Choix des dimensions anthropométriques

Plusieurs mesures sélectionnées dans la présente recherche sont bilatérales : hauteur trochantérienne, hauteur de l'épine iliaque antéro-supérieure (ÉIAS), varus/valgus au

genou, varus/valgus de l'arrière-pied, angle Q, angle préféré des pieds et longueur de pied. D'autres sont uniques car elles représentent des largeurs ou des dimensions centrales : hauteur de l'entrejambes et distance entre les ÉIAS (largeur pelvienne). Enfin, la distance entre les têtes fémorales (inter-acetabulum) est estimée selon une procédure explicitée ci-bas. Les repères anatomiques apparaissant à la figure 2.3 sont requis pour le calcul de ces dimensions. Ils sont également nommés au tableau 2.1. Les points 1, 2 et 3 sont dans la base du gabarit ; c'est à partir de ce référentiel que tous les points sont numérisés. La majorité des repères est identifiée tel que mentionné dans le guide de l'ISAK (2001). Les autres (tubérosité antérieure du tibia, épicondyles du fémur) le sont selon les procédures tirées d'autres études récentes (Leardini *et al.*, 1999; Livingston et Spaulding, 2002) et sont simples à localiser. Pour des raisons d'accès aux repères des talons, la hauteur de ce repère par rapport au sol a été normalisée. Ce repère est donc systématiquement à 2 cm du sol lorsque le participant est debout. Tous ces points sont placés avant d'immobiliser le sujet dans le gabarit. Les dimensions qui ne sont pas explicitées par l'ISAK (2001) sont donc présentées et validées par protocole de test-retest.

Le centre articulaire de la hanche, au centre de l'acetabulum, est estimable en trois dimensions avec moins de 8 mm d'erreur sur chaque coordonnée (Leardini *et al.*, 1999), ce qui permet de calculer la distance entre les centres articulaires des hanches. Au genou, le centre articulaire est estimé en plein centre des condyles interne et externe (Norkin et Levangie, 1992). La moyenne géométrique des points marqués aux épicondyles fémoraux (supérieurs aux condyles) et aux plateaux tibiaux (inférieurs aux condyles) représente le centre articulaire. Par exemple, le centre articulaire droit sur la figure 2.3 est à la moyenne géométrique des points 9, 10, 12 et 13. À la cheville, le centre des malléoles interne et externe sert de centre articulaire (Cabrol et Platzner, 1999). De là, tout est projeté dans le plan frontal. Le valgus/varus du genou est défini comme l'angle aigu entre une ligne allant de l'acetabulum au centre du genou et une autre ligne reliant le centre du genou au centre de la cheville. De la même façon, l'angle de l'arrière-pied est calculé entre la même ligne tracée du genou à la cheville et une ligne partant du centre de la cheville pour se rendre au repère du talon, à l'extrémité distale du tendon d'Achille. La convention de signes du cercle trigonométrique est utilisée pour calculer ces angles articulaires. Lorsque le sujet est vu de face, l'angle entre l'axe des Y positifs et la ligne représentant le segment est calculé afin de permettre de faire le calcul suivant :

$$\theta_{articulaire} = \theta_{seg.proximal} - \theta_{seg.distal}$$

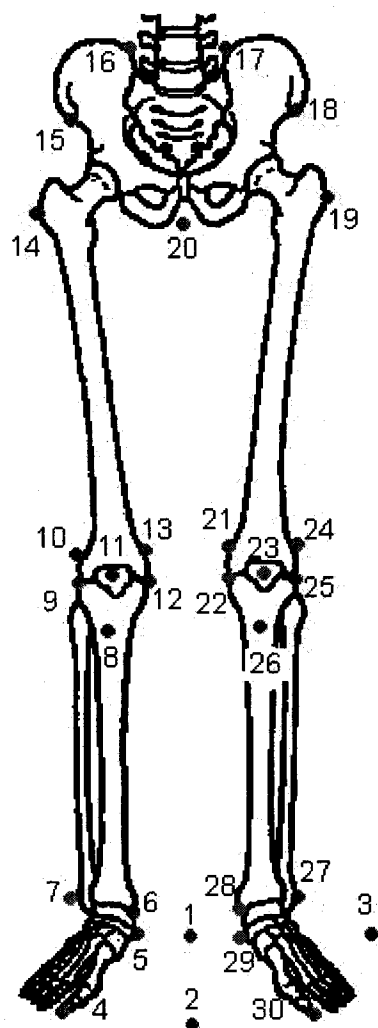


Figure 2.3: Les différents repères utilisés pour mesurer les membres inférieurs du sujet. Les numéros sont associés au tableau 2.1.

et ce, peu importe le côté observé. Par exemple, une valeur d'angle positive au genou représente un valgus au membre inférieur droit et un varus au membre inférieur gauche.

L'angle Q est l'angle aigu mesuré entre une première ligne allant de l'ÉIAS au centre de la rotule et une seconde ligne passant par le centre de la rotule et la tubérosité antérieure du tibia. Il est mesuré avec la position des pieds modifiée pour respecter une normalisation proposée par Livingston et Spaulding (2002). Ces auteurs proposent de mesurer cette dimension avec les pieds joints.

La longueur du pied est calculée comme la distance entre le point au gros orteil et

Tableau 2.1: Emplacement des repères anatomiques illustrés à la figure 2.3.

numéro	nom
1	origine du gabarit
2	direction des X positifs
3	direction des Y positifs
4 et 30	extrémités des gros orteils
5 et 29	centres de l'arrière des talons
6 et 28	malléoles internes
7 et 27	malléoles externes
8 et 26	tubérosités antérieures des tibias
9 et 25	plateaux tibiaux externes
10 et 24	épicondyles externes des fémurs
11 et 23	centres des rotules
12 et 22	plateaux tibiaux internes
13 et 21	épicondyles internes des fémurs
14 et 19	grands trochanters
15 et 18	épinos iliaques antéro-supérieures (ÉIAS)
16 et 17	épinos iliaques postérosupérieures
20	entrejambes

le talon. L'ISAK (2001) utilise habituellement le plus long orteil (1^{er} ou 2^e), mais l'utilisation de ce repère pour le calcul d'une autre dimension requiert plus de constance. L'erreur engendrée par une telle modification n'est que de quelques millimètres. Finalement, l'angle entre cette ligne et l'axe des X du gabarit (figure 2.3, ligne 1-2) forme l'angle préféré des pieds. Celui-ci est fortement influencé par la forme des pieds (ex. : hallux valgus ou «oignon» au premier métatarse) ou le choix du plus long orteil comme repère. L'estimation de la position des autres structures du pied à partir de ces deux seuls points comporte donc une plus grande marge d'erreur.

2.1.3 Validation de la méthode FARO

Afin de démontrer la fiabilité de cette méthode, une procédure de test-retest est requise. Six sujets ont donc été évalués à deux reprises selon la même méthodologie à environ une semaine d'intervalle. Au début de chaque séance, un crayon feutre lavable est utilisé pour identifier les repères anatomiques présentés au tableau 2.1. Seuls les grands trochanters sont marqués par dessus les vêtements lors du port du cuissard (sur un ruban adhésif). Le participant est ensuite solidement fixé dans la position imposée par le gabarit (pieds dans leur position préférée avec les talons sur l'axe des Y, tige d'entrejambes relevée, velcro serré). Le bras numériseur fixé droit devant le sujet est alors manipulé afin de numériser les points marqués selon un ordre prédéterminé en deux séquences. Un même point n'est ainsi pas numérisé deux fois d'affilée. Après chaque séquence, le participant place ses pieds joints pour numériser les points requis pour l'angle Q. Ce déplacement permet de mesurer des angles préférés des pieds distincts à chaque séquence. Pour cette validation, les dimensions sont calculées indépendamment à chaque séquence (deux fois à chaque jour) et la moyenne des mesures de chaque jour est retenue pour effectuer des tests T appariés. Une différence significative lors de ces calculs impliquerait que les mesures prises lors de différents jours ne sont pas semblables. Les données qui ont servi à faire ces calculs sont mises en annexe les résultats apparaissent dans le tableau 2.2.

Ce tableau contient également une colonne qui présente les tailles d'effets en valeur absolue. Celles-ci reflète l'importance de la différence entre les moyennes comparées. Une taille d'effet de 0,5 est considérée comme modérée et 0,8 est une différence importante (Vincent, 1999). Une différence peut donc être importante même si elle n'est pas statistiquement significative. La répétitivité est la meilleure où la taille de l'effet est la plus petite.

La procédure de test-retest effectuée sur ces sujets permet de confirmer la répétitivité intra-mesureur de l'évaluateur. En ce qui a trait aux largeurs segmentaires (largeur pelvienne et inter-acetabulum), les petits écarts permet de conclure que la méthode est fiable. Concernant les dimensions angulaires, par contre, les résultats sont moins homogènes. L'incertitude de mesure sur chaque point servant au calcul de l'angle entraîne une erreur relative inversement proportionnelle à la distance entre les points servant à décrire l'angle mesuré. Par exemple, l'écart moyen absolu entre deux mesures de val-

Tableau 2.2: Données sources et résultats du test-retest visant à valider la méthode FARO.

Dimension	Jour 1		Jour 2		<i>p</i>	Taille d'effet
	\bar{X}	SD	\bar{X}	SD		
Inter-acetabulum (cm)	18,0	0,4	18,0	0,3	0,52	0
Largeur pelvienne (cm)	23,5	2,0	23,3	1,7	0,52	0,11
Valgus/varus au genou gauche (°)	-1,0	4,0	-0,5	4,0	0,33	0,12
Valgus/varus au genou droit (°)	0,7	2,5	0,3	3,7	0,60	0,13
Valgus/varus à la cheville gauche (°)	6,0	7,4	4,8	8,1	0,52	0,16
Valgus/varus à la cheville droite (°)	-5,2	5,7	-8,7	4,9	<0,01	0,65
Angle préféré du pied gauche (°)	0,9	5,4	2,2	4,4	0,25	0,26
Angle préféré du pied droit (°)	3,8	4,7	3,7	4,4	0,93	0,02
Angle Q gauche (°)	13,3	5,8	13,4	4,8	0,92	0,02
Angle Q droit (°)	14,7	7,7	12,8	6,2	0,45	0,37

gus/varus au genou (à une semaine d'intervalle) n'est que $1,0^\circ \pm 0,9^\circ$ alors qu'il est de $3,5^\circ \pm 2,1^\circ$ pour le valgus/varus de l'arrière-pied. Une erreur de marquage d'un repère de 3 mm, qui dans les faits est tolérable, fait varier nettement plus l'angle calculé avec des lignes de 10 cm qu'avec des lignes de 50 cm. La taille d'effet est d'ailleurs plus élevée pour un des côté de l'angle Q et du valgus/varus à l'arrière-pied, ce qui confirme une certaine difficulté à mesurer ces dimensions. Livingston (2002) discute de la problématique dans un commentaire à propos de l'exactitude de mesure au sujet de l'angle Q, qui est relativement faible. Les erreurs de marquage et les mouvements de la peau sont des erreurs difficiles à éliminer.

La première réaction serait d'écarter les dimensions angulaires ne pouvant être mesurées adéquatement mais une autre stratégie sera plutôt appliquée. En effet, il est possible d'améliorer la robustesse de cette méthodologie en retenant la médiane de trois essais plutôt que la moyenne de deux. Cette procédure est utilisée par l'ISAK (2001) pour les mesures de plis cutanés peu répétitifs. En plus de l'ajout négligeable de temps engendré par une telle amélioration, cette stratégie élimine l'effet des données extrêmes sur les dimensions anthropométriques évaluées pour analyse sans rendre l'étude plus complexe. Elle est donc retenue et appliquée sur toutes les dimensions afin de permettre de considérer l'angle Q et le varus/valgus de l'arrière-pied, les deux principales dimensions concernées par ce changement. Le tableau 2.3 expose néanmoins les erreurs absolues et relatives estimées sur chaque dimension anthropométrique présentée afin de bien circonscrire les limitations d'un tel protocole. Il est à noter que les erreurs relatives sur les

Tableau 2.3: La méthode de mesure des paramètres anthropométriques développée entraîne des erreurs qui sont acceptables pour la plupart des dimensions linéaires. Les angles mesurés entre des points trop rapprochés voient leur erreur augmenter.

Paramètre anthropométrique	Erreur absolue estimée	Erreur relative (%)
Hauteur trochantérienne	± 5 mm	1,5
Inter-acetabulum	± 15 mm	7,5
Hauteur de l'ÉIAS	± 4 mm	1
Hauteur de l'entrejambes	± 4 mm	1,5
Varus/valgus au genou	± 5 degrés	50
Varus/valgus à l'arrière-pied	± 5 degrés	50
Angle Q	± 5 degrés	50
Angle préféré de pied	± 3 degrés	50
Longueur de pied	± 8 mm	3

valeurs d'angles sont élevées car ces angles mesurent généralement moins de 20° chez des sujets sains.

La seule largeur segmentaire mesurée ici est la largeur du bassin. Elle est néanmoins mesurée de deux façons : la distance directe entre les deux ÉIAS est appelée largeur pelvienne et le calcul de la distance entre les deux centres articulaires des hanches est appelée inter-acetabulum. Les valeurs d'inter-acetabulum calculées sont étrangement similaires avec moins un 1 cm d'écart entre la plus grande et la plus petite valeur calculée, tous sujets confondus. Comme les chercheurs qui ont développé cette méthode accordent 8 mm d'erreur pour chaque dimension, tout porte à croire que cette donnée n'est pas réellement discriminante car les sujets évalués, de morphologies très différentes, ont tous la même distance inter-acetabulum. La largeur pelvienne, quant à elle, est plus discriminante entre les sujets et offre une bonne répétitivité test-retest. L'écart absolu moyen est de 5 mm, ce qui inclut à la fois une erreur de placement des marqueurs et l'erreur de manipulation. La largeur pelvienne sera donc retenue pour analyses.

2.1.4 Nature de la sortie

La coordonnée tridimensionnelle de chaque point numérisé est stockée dans un fichier SolidWorks. Une macro crée alors une matrice de 108 lignes (nombre de points numérisés au total) par trois colonnes (coordonnées X,Y, et Z de chaque point). Les calculs mentionnés ci-haut déterminent la médiane de chacun des trios de données calculés et

un tableau contenant toutes les données calculées est utilisé pour effectuer les analyses.

2.2 Cinématique du genou

Optotrak est un instrument de mesure cinématique utilisé à plusieurs fins en biomécanique. Trois caméras perçoivent les émissions de diodes émettrices de lumière infrarouges (LED), permettant ainsi à un processeur de calculer la position exacte de chaque LED dans l'espace à un instant précis. Le principal avantage de cet outil est sa grande précision alors que son principal inconvénient est l'encombrement associé aux fils des LEDs qui doivent être placées sur les corps mobiles.

2.2.1 Montage expérimental

Le montage décrit dans les prochaines lignes sert à observer le débattement latéral du genou lors du pédalage, un paramètre susceptible de prédire certaines blessures par sollicitation abusive au genou (Gregor *et al.*, 1991a; Francis, 1986). D'ailleurs, une position de genou trop médiale lors du pédalage semble être associée à un historique de blessure plus important (Bailey *et al.*, 2003).

Les caméras sont placées verticalement à environ trois mètres devant le sujet afin d'observer le plan frontal du cycliste. Le nombre de LEDs requis pour la calibration est limité à quatre, alors que cinq LEDs sont requises pour les acquisitions. Une grappe de trois LEDs est toujours placée à l'avant du vélo, sur le tube de direction, à la manière d'un réflecteur avant (figure 2.4). Celles-ci servent à mesurer les déplacements du cadre du vélo (trois rotations et trois translations).

2.2.2 Calibration

Une LED est placée sur un axe de pédale gauche usiné de façon à faire coïncider au mieux la LED avec le centre de l'axe de la pédale. La calibration consiste à faire tourner cette LED autour du BB pendant 30 secondes alors que le vélo est immobile, retenu par la fourche à l'aide d'une base de bois. Cette technique permet de définir un plan parallèle à celui du cadre et de l'exprimer par rapport aux LEDs solidaires au cadre. Ce plan est exprimé par son vecteur normal (tableau 2.4). D'autres paramètres sont aussi calculés :

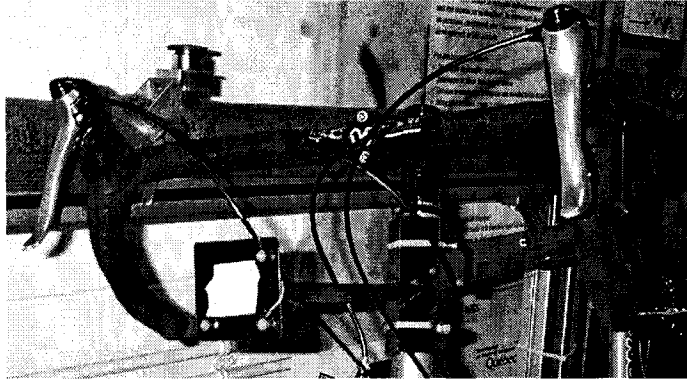


Figure 2.4: Une grappe de marqueurs solidaire au cadre du vélo. Cette structure garantit une visibilité constante des LEDs.

la position du centre du cercle décrit par la LED et le rayon moyen de ce cercle. Avec ces valeurs, il est possible de juger de la qualité de la calibration. Typiquement, le rayon du cercle décrit par la LED en mouvement doit être égal à la longueur de la manivelle (dans l'exemple du tableau 2.4, la longueur de manivelle à prédire est de 172,5 mm).

Tableau 2.4: Données de sortie de la fonction «plancircle.m». Les vecteurs «plan» et «errplan» sont exprimés selon les vecteurs unitaires \vec{i} , \vec{j} et \vec{k} orientés par la grappe de LEDs solidaire au cadre alors que les autres données sont exprimées en millimètres.

plan	[-0,9931 -0,0457 -0,1077]
errplan	[0,0015 1,5223e-004 2,6732e-004]
centre	[165,7106 -447,8273 -761,3933]
errcenter	[0 0,0050 0,0197]
radius	172,4277
errradius	9,9463

La qualité de cette acquisition dépend de la vitesse à laquelle la manivelle est déplacée car de petits mouvements du cadre peuvent ajouter à l'erreur. Le pneu arrière, déformable, est en partie responsable de ces mouvements indésirables. L'erreur sur la mesure de la longueur de la manivelle est appréciable car la LED qui tourne s'allume à un endroit difficilement mesurable (bien que toujours le même). Il est donc difficile d'établir la distance entre le centre de l'axe de la pédale et le point d'allumage de la LED. Il est estimé à 3 mm, ce qui fait osciller la grandeur du rayon d'au moins 3 mm autour d'une grandeur moyenne calculée juste.

Une fois cette acquisition accomplie, la LED accrochée à la manivelle est retirée pour

laisser place aux pédales instrumentées dans le montage final (section 2.3.1) et deux autres LEDs sont placées sur les tubérosités antérieures du tibia du cycliste (points 8 et 26 sur la figure 2.3). Cette portion du montage est alors prête à faire une acquisition. Les détails de traitement post-hoc sont donnés à la section 2.2.4.

2.2.3 Validation

Afin de démontrer la validité des calculs associés à cette technique, un protocole de validation a été développé. L'instrument principal de ce protocole est une tige de métal vissée dans une manivelle (figure 2.5), ce qui la rend orthogonale au plan du vélo avec les incertitudes liées à l'usinage. Pendant l'acquisition servant à la validation, une LED glisse le long de cette tige sur une distance connue de 85 mm (figure 2.5) pendant que le cadre du vélo est lui aussi mobile. Le montage est constitué de manière à garantir un déplacement le plus perpendiculaire possible au plan mesuré précédemment, même lorsque le cadre du vélo se déplace. La course du bloc, mesurée au ruban, simule un déplacement latéral important d'un genou lors du pédalage.

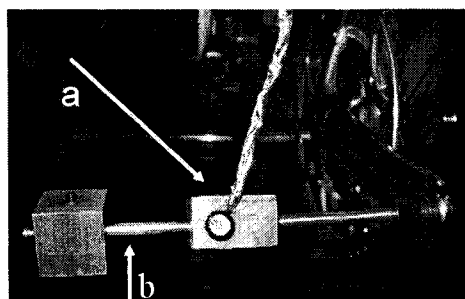


Figure 2.5: Bloc (a) et tige (b) simulant un déplacement latéral du genou gauche de 85 mm.

incertitude de mesure de moins de 1 mm. Cette validation confirme que les calculs sont adéquats, ce qui assure la justesse adéquate des données recueillies et la robustesse des procédures de calcul utilisées.

2.2.4 Traitement des données

À chaque essai, une matrice de positions est enregistrée par Optotrak. Celle-ci contient les coordonnées X, Y et Z de chaque LED du montage (trois sont solidaires au cadre et une autre est sur chaque genou) pendant les 30 secondes d'acquisition à

Au terme des calculs effectués, ce même déplacement a été mesuré à 84,7 mm entre deux fenêtres de 500 données chacune (figure 2.6). Le «bruit» sur les portions statiques du signal de la figure 2.6 est de 2 mm, ce qui est acceptable lorsque la position de quatre LEDs entrent dans le calcul. Chaque LED prise individuellement a une in-

Traces temporelles du déplacement du bloc sur la tige

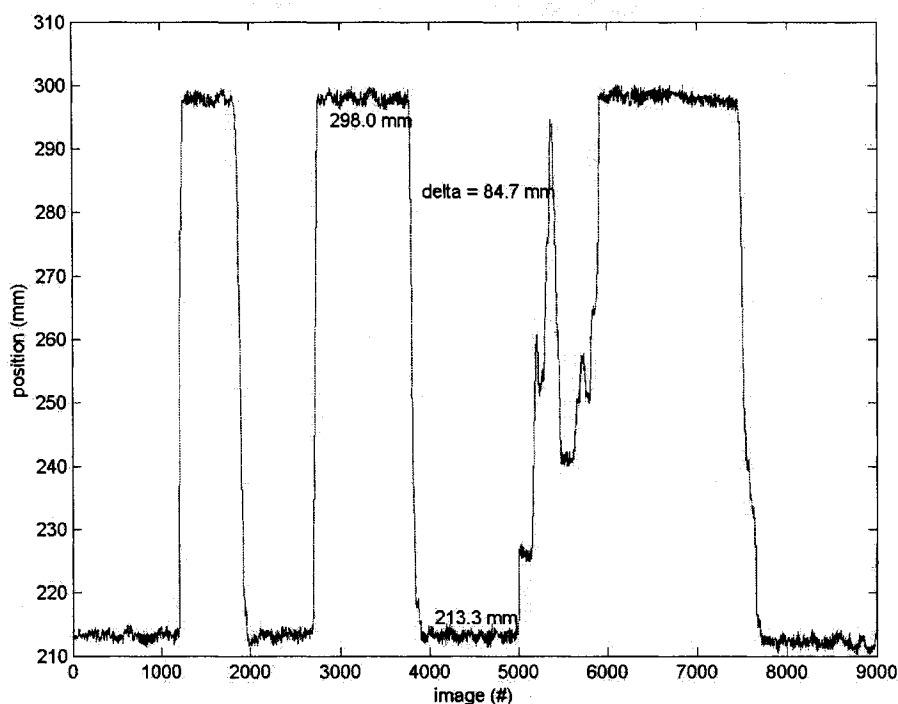


Figure 2.6: Le bloc se déplace entre des valeurs allant de 213,3 mm à 298,0 mm du plan de la pédale gauche. Le déplacement calculé est donc de 84,7 mm alors que la mesure au ruban est de 85 mm.

150 Hz (4500 lignes). Une fonction d'interpolation linéaire permet de remplacer les données manquantes, soit environ 4 % des données. Ce problème est dû d'une part aux interférences électromagnétiques provoquées par le moteur du tapis roulant et d'autre part, par l'obstruction du signal par des objets physiques tel le guidon ou les câbles. La grappe de LEDs solidaire au cadre sert de point de départ pour calculer les déplacements linéaires et angulaires du cadre et du plan parallèle dans le référentiel des caméras. À chaque image, on calcule la matrice de transformation exprimant la position et l'orientation de ce plan, ce qui permet de déterminer la position des LEDs collées aux genoux par rapport au point «centre» (tableau 2.4). Ce point constitue la projection de l'axe du BB sur le plan parallèle et l'origine du référentiel du cadre du vélo (figure 1.7).

Au traitement, les données interpolées font apparaître des erreurs très claires dans le signal, ce qui est corrigé à l'aide de la fonction «spike detect 2.M». Avant le nettoyage, un graphique des coordonnées X et Y d'un vecteur position du genou permet d'apprécier

la trajectoire du genou, tel qu'on l'observerait de face (figure 2.7).

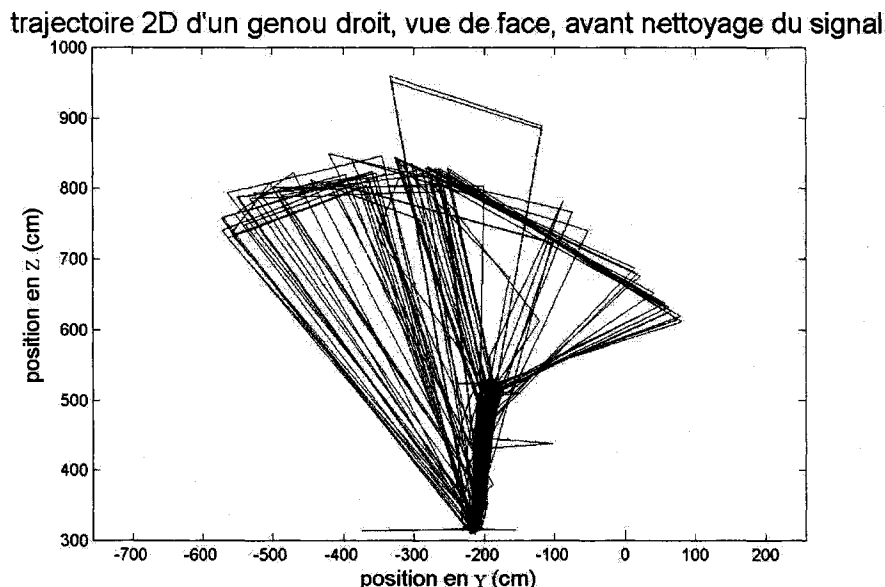


Figure 2.7: La trajectoire du genou dans le plan frontal avant que les erreurs causées par les données manquantes ne soient corrigées. Les pics sont nettement à l'extérieur de la trajectoire de la LED, qui ressemble à une tâche à cette échelle.

2.2.5 Nature de la sortie

Le résultat après correction est beaucoup plus concluant (figure 2.8). Ce qui est retenu pour analyse est la projection de ce vecteur sur le vecteur normal au plan parallèle au cadre, qui équivaut à la distance perpendiculaire du genou au plan. Ce calcul est fait systématiquement pour chaque image.

Il est également possible de tracer la distance horizontale du plan aux LEDs des genoux en fonction du temps (figure 2.9). Puisque le plan parallèle au cadre passant par la pédale gauche correspond à $Y = 0$, la position en Y de chaque LED est exprimée selon cette référence. Le signal est ensuite séparé en cycles au moyen d'un compte-tour présenté plus loin (section 2.3.1). Par la suite, il est possible d'apprécier le contenu de ce signal sous la forme d'un nuage de points, ce qui facilite la compréhension (figure 2.10). Ce style de figure permet de comparer les données numériques des différents essais entre

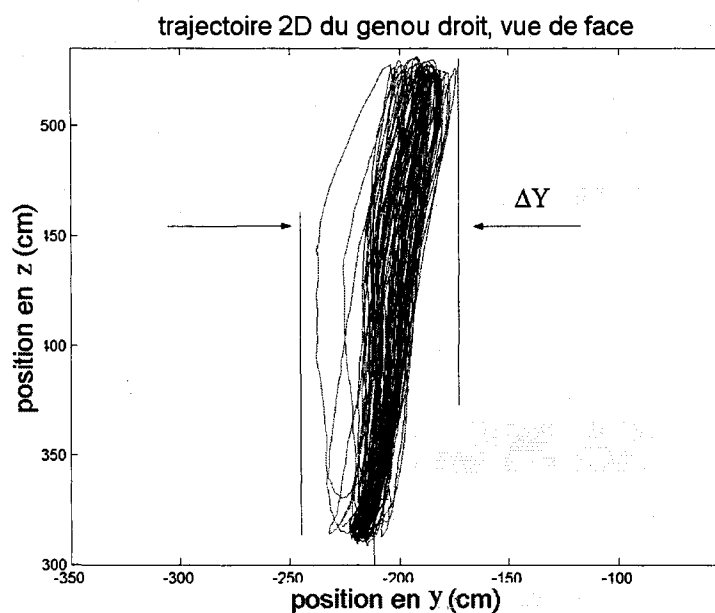


Figure 2.8: Une fois les données corrigées, le patron de mouvement du genou devient plus clair. Les coups de pédale restreint à une zone précise.

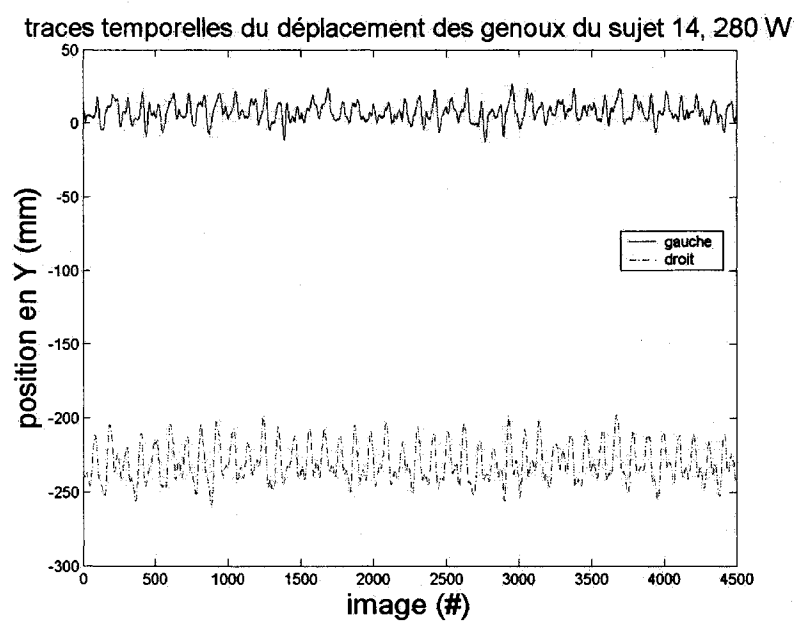


Figure 2.9: Graphique de la distance projetée sur l'axe des Y entre chaque genou et le plan de la pédale gauche en fonction du numéro d'image enregistré.

elles. Autrement dit, on peut voir d'un simple coup d'oeil si une situation a entraîné une variation dans la position moyenne du genou (position horizontale du nuage), si le coup de pédale est plus ou moins régulier (surface occupée par le nuage) ou si le débattement latéral est augmenté (position verticale du nuage). Les données moyennes qui sont utilisées pour l'analyse statistique et qui synthétisent l'information apparaissent sous forme de croix au centre des nuages.

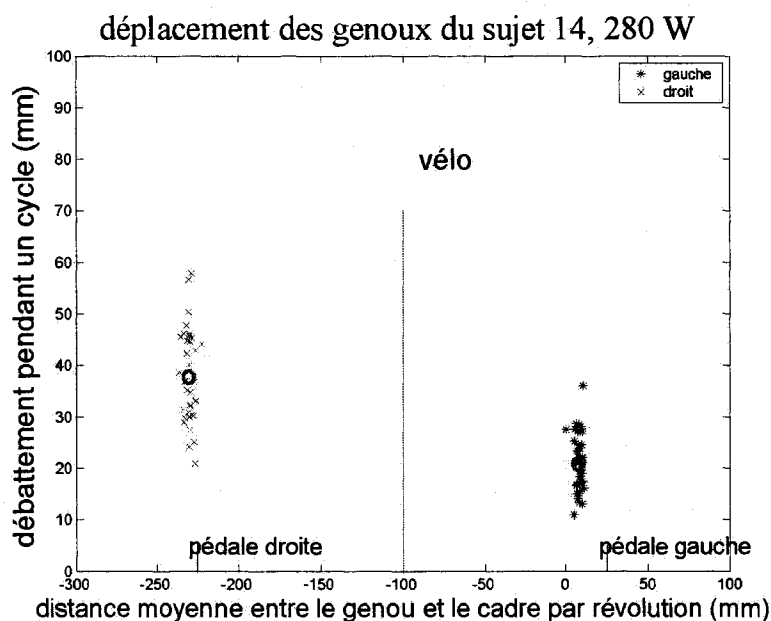


Figure 2.10: Le signal de la figure 2.9 synthétisé pour faciliter l'étude du mouvement latéral du genou. Chaque étoile ou croix représente un cycle de pédalage et le cercle gras représente la moyenne de tous les cycles. La position horizontale du cercle traduit la position moyenne du genou alors que sa position verticale démontre l'étendue du débattement. La régularité du coup de pédale est estimée par la surface du nuage de points.

En résumé, les valeurs numériques retenues sont la **position moyenne du genou** pendant chaque cycle de l'acquisition et la **moyenne de débattement latéral** utilisé à chaque cycle.

2.3 Cinématique du pied : flottement angulaire

Le flottement angulaire est la capacité qui est donnée à la cale engagée dans la pédale de pivoter autour d'un axe normal au plan de celle-ci. Dans le système étudié ici, ce

flottement est offert sur une plage de $8,2^\circ$. Il est très important de mentionner que le flottement est directement influencé par la position de la cale sous le soulier. En d'autres mots, il est possible de décaler la zone de flottement en appliquant une rotation à la cale. Les recherches concernant ce paramètre ont été revues et visaient plus à comparer l'effet de différents types de flottement plutôt que de documenter l'utilisation d'un type précis.

2.3.1 Montage expérimental

Pour cette étude, le flottement est mesuré au moyen d'une paire de pédales instrumentées qui remplacent celles du sujet pendant la collecte de données. Sous la surface de contact entre la cale et la pédale, dans l'axe de rotation de la cale, un capteur sensible aux changements de champs magnétiques est fixé dans un petit montage de plexiglas (figure 2.11). Parallèlement, une paire d'aimants est collée à la cale. Lorsque la cale se déplace dans la pédale, les aimants modifient le champ magnétique environnant, et ainsi la valeur lue par le capteur.

Sur le même principe qu'un capteur de vitesse, un compte-tour est placé sur la pédale gauche. En collant un aimant sur la manivelle qui passe tout près, on peut découper le signal en tours distincts sans être rigoureusement tenu de synchroniser cet événement avec le coup de pédale. Autrement dit, le signal peut être séparé en cycles mais il est difficile de dire à quel moment du cycle les événements se produisent. Il ne sera donc pas tenté de faire une telle analyse avec l'instrumentation présentée ici.

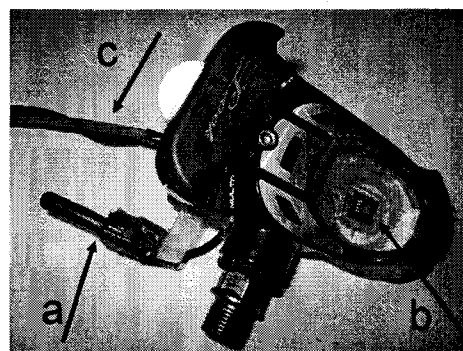


Figure 2.11: Pédale Look instrumentée gauche. Le compte-tour (a), le capteur magnétique au centre du corps de la pédale (b) et le fil relié au module d'acquisition (c) sont ajoutés à une pédale normale.

Comme deux systèmes d'aimants sont utilisés près de la pédale, il est approprié de se demander si une contamination est possible entre les deux données collectées. Or, les aimants associés à la cale sont très près de leur capteur, ce qui rend l'effet du second aimant négligeable. Inversement, le capteur du compte-tour n'est sensible qu'à de très

grandes variations de champ magnétique provoquées par le passage d'un aimant très près du capteur. Les deux systèmes aimantés peuvent donc cohabiter sur une même pédale sans se nuire mutuellement.

2.3.2 Validation et calibration

L'étalonnage de chacune des pédales a été fait en comparant les valeurs lues par un rapporteur d'angle à celle des capteurs. Afin de documenter une certaine incertitude associée aux tolérances de fabrication des cales et à la fabrication des aimants, des courbes d'étalonnage ont été tracées avec trois cales différentes et trois aimants différents, entraînant neuf combinaisons de montage par pédale. Les valeurs en quanta (Q) sont notées à chaque degré de déplacement entre 90° et 98° , les deux lectures du rapporteur d'angles aux butées. Chaque combinaison fournit une courbe d'étalonnage semblable à celle de la figure 2.12. Les coefficients de détermination de toutes les courbes sont

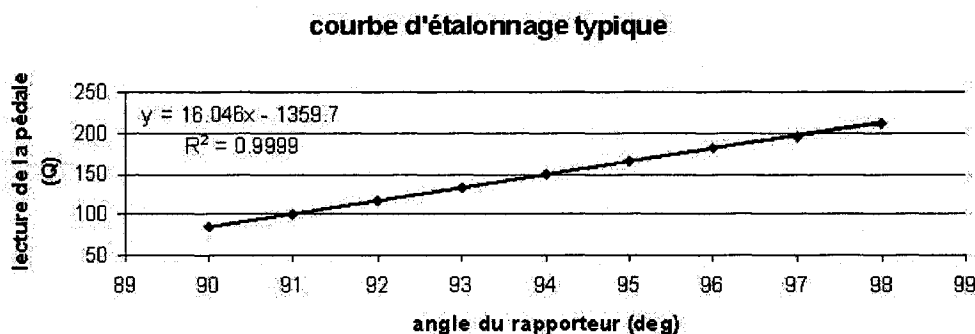


Figure 2.12: Courbe d'étalonnage typique d'une pédale instrumentée mesurant le flottement angulaire. Les variations entre les différentes situations sont de l'ordre du millième de degré.

supérieurs à 0.999, ce qui confirme que les capteurs de flottement sont pratiquement linéaires. La pente de cette droite est également très similaire d'une situation à l'autre, avec 16.1 ± 0.06 $Q/^\circ$ à droite et 15.8 ± 0.13 $Q/^\circ$ à gauche. Ces pentes sont alors utilisées pour calibrer chaque pédale systématiquement au début de chaque séance de collecte de données.

Dès que les pédales sont placées sur le vélo du participant et que les aimants sont ajoutés aux cales, les souliers sont engagés et placés en position 0° pour calibrer ce montage en particulier. Un contrôle est fait en vérifiant que la lecture de l'autre butée est comprise entre $8,0^\circ$ et $8,4^\circ$. De telles variations proviennent principalement des

variations dans la pression placée sur les ressorts de la pédale. Les efforts transmis par le système n'ont pas d'influence sur les lectures puisque les pièces mécaniques ne subissent pas de déformations notables (qui pourraient entraîner des mouvements de l'aimant). À la fin des essais, le montage doit redonner les mêmes valeurs d'environ 0° et $8,2^\circ$. Il est donc possible d'affirmer que la valeur lue par l'instrument se trouve à $\pm 0,2^\circ$ de la valeur vraie dans 95 % des cas.

2.3.3 Traitement des données

Les signaux sont enregistrés par un module d'acquisition de données (eDAQ) à une fréquence de 500 Hz. Ce dernier possède la capacité de collecter simultanément 32 canaux de manière autonome. Il permet également d'observer les signaux enregistrés dès que l'acquisition est terminée. Il est alors possible de vérifier si les lectures de flottement restent à l'intérieur des limites placées par le test de butées et juger de la qualité de l'essai. La position de cale sera corrigée si le contact avec une butée est constant ou assez important pour restreindre le mouvement à l'aide de la méthode expliquée à la section 2.4.1. Comme chaque essai prend environ cinq minutes, il est plus avantageux de modifier la position de la cale plusieurs fois que d'éliminer les résultats d'un sujet par manque de rigueur.

Les valeurs numériques des signaux sont exportées vers MatLab : flottement gauche, flottement droit, compte-tour et synchronisation avec Optotrak. Le signal de chaque pédale est séparé en cycles selon l'information fournie par le compte-tour. Les positions moyenne, maximale et minimale des cales sont calculées à chaque tour de pédale. Pour faciliter la compréhension, observons un exemple de traitement, étape par étape.

La figure 2.13 illustre les traces enregistrées par eDAQ. La routine MatLab repère d'abord le signal de synchronisation et retient la plage de données à analyser. Chaque front descendant d'une onde carrée du compte-tour marque le début d'un tour de manivelle. Les statistiques descriptives sont ensuite calculées sur chaque cycle individuellement sauf ceux des extrémités, ce qui élimine les erreurs dues aux effets de bouts ou à d'éventuels cycles incomplets. Les statistiques descriptives sont aussi calculées sur l'ensemble des cycles. À titre d'exemple, les cycles de la pédale droite illustrés à la figure 2.13 oscillent autour d'une position moyenne de $2,0^\circ$ et ont une amplitude moyenne d'environ $2,5^\circ$. Ces deux valeurs sont converties dans un système de coordonnées po-

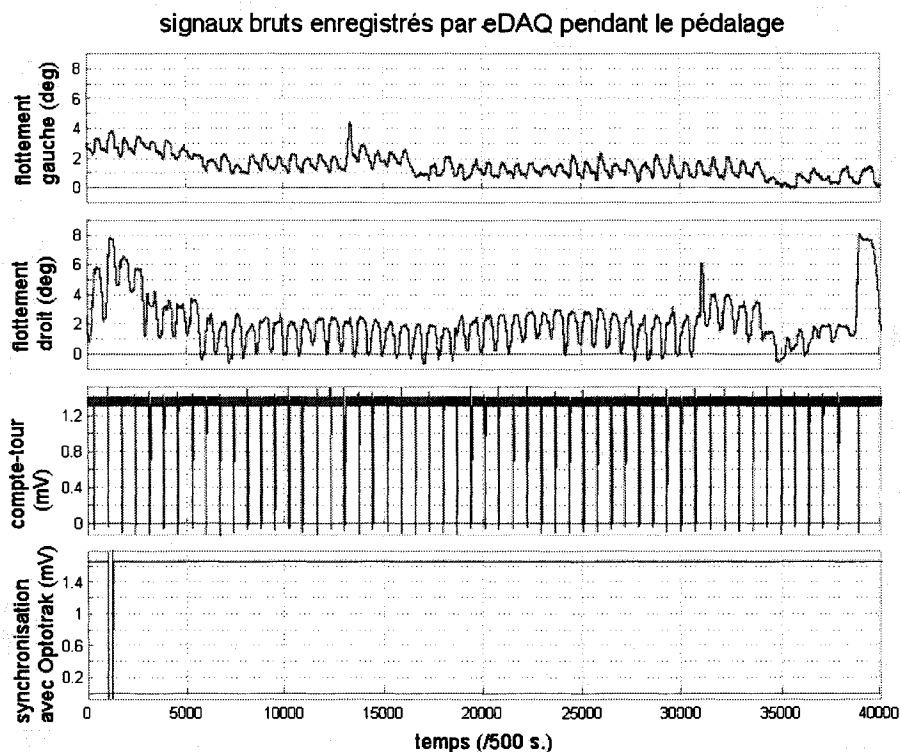


Figure 2.13: Exemple de données recueillies par eDAQ lors d'un essai à 500 Hz. La synchronisation avec l'Optotrak se fait avec le dernier signal. Le compte-tour sépare les deux autres signaux (lectures de flottement) en cycles.

lares et affichées dans un graphique semblable à celui de la figure 2.14. Les lignes brisées délimitent la zone à l'intérieur de laquelle la butée n'a pas été touchée par la cale.

2.3.4 Nature de la sortie

La coordonnée angulaire de chaque croix (figure 2.14) est associée à la position moyenne de la cale pendant le cycle alors que la distance entre le centre du demi-cercle et la croix représente l'amplitude de flottement utilisée pendant ce coup de pédale. Comme une quarantaine de coups de pédale sont échantillonnés à chaque essai, un nuage de points est vite formé. Une croix grasse distincte, au centre de chaque nuage, indique alors les valeurs moyennes de cet essai. Comme pour la position des genoux, ce genre de graphique permet de comparer d'un simple coup d'oeil la façon dont le

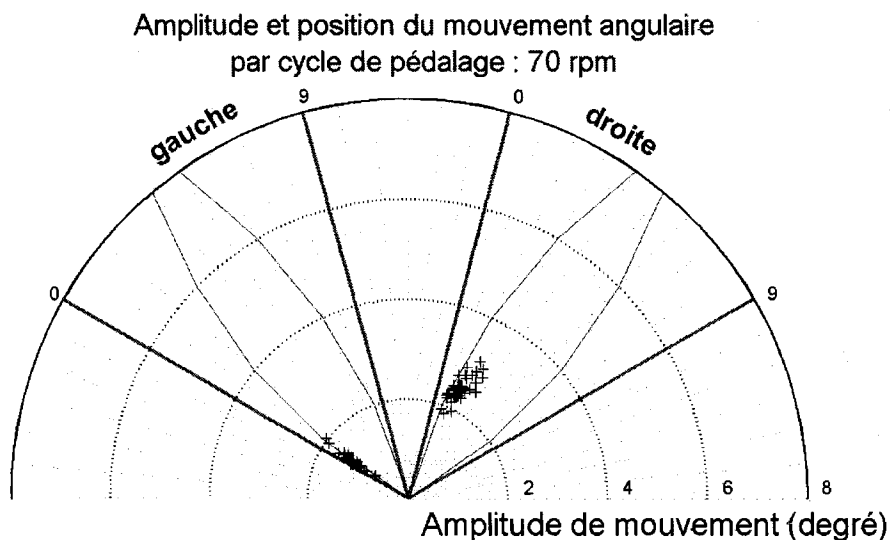


Figure 2.14: Les traces temporelles de la figure 2.13 représentées sous la forme de nuages de points. Chaque cycle inscrit une petite croix selon la position moyenne de la cale (coordonnée angulaire) et l'amplitude de flottement (grandeur du rayon) utilisée pendant ce cycle. La croix grasse illustre la moyenne de ces deux données.

flottement angulaire a été utilisé d'une fois à l'autre.

Enfin, la donnée numérique retenue pour analyse statistique est la coordonnée radiale des croix moyennes, à savoir la moyenne de l'amplitude de flottement utilisée pour tous les cycles de l'essai. La position absolue de la cale dans la plage de flottement permise n'est pas considérée car cette quantité est ajustée au début du processus de mesure.

2.3.5 Reproductibilité des données

Comme dans toute étude impliquant l'être humain, une certaine variabilité des résultats est prévisible lors de mesures répétées. C'est pour quantifier cette variabilité qu'une collecte de données a été faite sur un sujet, sur trois jours différents. À chaque jour, le sujet pédalait pendant deux acquisitions d'environ une minute chacune. Afin de cerner les variations associées uniquement au pédalage, le montage n'a pas été démonté ni modifié entre les essais. La calibration est restée la même et a été vérifiée à chaque jour avant la première acquisition. Compilées dans le tableau 2.5, les données recueillies et traitées apportent des précisions sur la façon d'interpréter ce genre de résultats.

Les positions moyennes des cales dans la plage de flottement sont contradictoires

Tableau 2.5: Données de flottement collectées dans des conditions identiques à quelques jours d'intervalle. Toutes les données sont exprimées en degrés.

Jour	Essai	Droite		Gauche	
		Position moyenne	Amplitude moyenne	Position moyenne	Amplitude moyenne
1	1	3.6	2.2	7.4	1.0
	2	6.6	2.0	6.6	1.7
2	1	2.8	2.3	6.0	1.7
	2	3.8	2.1	6.3	1.8
3	1	5.4	1.7	6.8	1.8
	2	4.9	1.9	6.5	2.0
\bar{X}		4.5	2.0	6.6	1.7
SD		1.4	0.2	0.5	0.3

selon le côté observé. Du côté gauche, l'écart-type de $0,5^\circ$ est relativement faible. Ce résultat seul permettrait de considérer que la cale se replace assez précisément au même endroit. Or, l'analyse du côté droit génère de sérieuses réserves quant aux observations précédentes. Avec un écart-type pratiquement trois fois plus grand, il devient hasardeux de s'appuyer sur de telles données pour tenter de démontrer que la cale était dans la même position dans les six essais.

D'autre part, l'**amplitude de flottement** utilisée est moins variable que la position moyenne. Ce paramètre peut ainsi être étudié avec confiance.

2.4 Positionnement des cales

Un des besoins exprimés par cette recherche est celui de pouvoir modifier la position des cales par rapport au soulier de manière connue, rigoureuse et reproductible. Certaines «règles de l'art» utilisées à l'heure actuelle ont permis de concevoir un appareil d'ajustement de l'angle des cales.

2.4.1 Montage expérimental

Le concept de base de l'appareil illustré à la figure 2.15 prend forme autour d'une plaque de plexiglas minutieusement usinée. Un emporte-pièce en forme de cale y est découpé afin d'encastrer la partie postérieure de la cale attachée au soulier. Un élastique renforcé d'un appui de métal (a) complète l'encastrement de la cale. Le système laisse

libre accès aux trois vis de la cale, ce qui permet de les serrer une fois l'ajustement effectué. Des cercles concentriques donnent également de l'information sur le déplacement antéro-postérieur de la cale par rapport au soulier. Deux trous de 3 mm de diamètre (b) sont percés afin de permettre de créer des repères visibles sur le soulier. Comme il existe une importante variété dans les tailles et les formes de souliers, une procédure universelle est de mise. Du ruban adhésif est collé sur la semelle du soulier et de petits points sont dessinés sur ce ruban par les trous. C'est en observant le déplacement de ces repères que l'ajustement est fait.

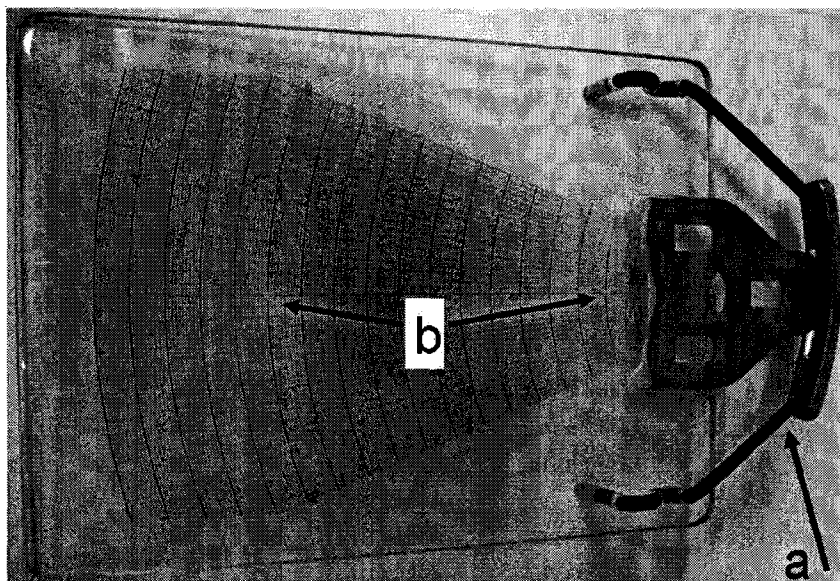


Figure 2.15: Appareil de positionnement des cales Look utilisé pour positionner les cales de façon connue. a)élastique renforcé de métal. b)deux trous servant à marquer la semelle du soulier.

2.5 Questionnaire

Certaines informations cruciales ne peuvent être mesurées avec exactitude. On doit alors se fier aux dires des sujets pour obtenir ce genre de données. Le questionnaire approuvé par le comité d'éthique de l'Institut de Gériatrie de l'Université de Sherbrooke est conçu pour recueillir certains détails relatifs à la compétence de l'athlète. Placé en annexe, ce questionnaire vérifie l'équipement, l'expérience et le passé de blessures du cycliste. Il est toujours administré par le même chercheur sous forme d'entrevue, ce qui

entraîne une certaine uniformité.

2.6 Critères d'inclusion

Le premier critère indéniable concerne l'utilisation des pédales automatiques. Un sujet doit posséder et utiliser depuis un certain temps cet équipement pour que son patron moteur soit représentatif. Le volume minimal de pratique est arbitrairement fixé à 4000 km au cours des deux dernières années (2000 km par an depuis au moins deux ans).

Ce niveau minimal d'aptitude est important car le sujet doit pédaler sur un banc de test d'une largeur de 0,6 m ayant un comportement similaire mais non identique à la route. Une expérience sur rouleaux est garante de l'inclusion du sujet. Des détails sur une stratégie d'apprentissage visant une utilisation sécuritaire du tapis roulant par les moins expérimentés sont donnés à la section 2.7.1.

Tous les appareils développés sont basés sur la technologie LOOK. Dans le but de minimiser la perturbation du système à l'étude avant de procéder à l'acquisition, les sujets doivent utiliser des pédales LOOK et des souliers sous lesquels des cales LOOK sont déjà placées. Les trois inserts de chaque semelle doivent être en parfaite condition afin d'éviter un problème de déplacement incontrôlé de cale lors de l'expérience.

Les sujets doivent être en bonne condition physique. Cela est vérifié avec un Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (Q-AAP) (voir annexe A), où toutes les questions doivent être répondues par la négative. En plus de ce questionnaire, les participants signent un formulaire de consentement (approuvé par le comité d'éthique de l'Institut de Gériatrie de l'Université de Sherbrooke) les informant de la nature de l'expérience à laquelle ils participent. Les cyclistes récemment blessés ou qui ressentent encore de la douleur aux membres inférieurs à l'effort sont exclus.

Pour les remercier de leur temps, les sujets reçoivent une paire de cales neuves. Cette compensation est aussi une étape préalable à l'expérimentation car des essais préliminaires semblent démontrer que l'usure de la cale affecterait le comportement du système (flottement modifié, liberté autour de X incontrôlable). Cela rehausse néanmoins l'enthousiasme relié à la participation.

2.7 Protocole

Le protocole détaillé ci-bas est le fruit d'un processus évolutif le rendant nettement plus efficace que dans les tests préliminaires. La familiarisation au tapis est expliquée comme si le participant n'avait pas d'expérience avec un exerciceur de type «rouleaux». Les plus habiles peuvent brûler des étapes afin d'épargner du temps.

2.7.1 Familiarisation avec le tapis roulant

Il est primordial de laisser le temps aux cyclistes de s'accoutumer aux nouvelles sensations procurées par le tapis roulant utilisé pour les essais en laboratoire. Ainsi, une progression qui les amène à pédaler le plus naturellement possible rapidement est proposée.

Avant d'embarquer sur le banc de test, on explique le fonctionnement du tapis au participant. Il se place sur son vélo, une main sur le guidon et l'autre sur la rampe du banc de test. Une charge de 2 kg est accrochée à la selle du sujet, comme illustré à la figure 2.16. Cette charge procurera des sensations encore plus près de celles de la route. On démarre le tapis à environ 10 km/h pour avoir la sensation de mouvement. En imposant de laisser la main sur la rampe, la vitesse est progressivement augmentée jusqu'à environ 20 km/h. Comme sur la route, un bon momentum du cycliste (roues et membres inférieurs) favorise la stabilité. À ce moment, le participant peut chercher à trouver l'équilibre sur le tapis qui roule près de la vitesse de test, soit 25 km/h. Le sujet est sous surveillance constante afin d'arrêter le tapis en cas de chute ; il a lui-même accès à deux boutons d'arrêt d'urgence. L'ensemble de cette procédure est de durée variable selon l'aptitude du sujet à rouler droit.

2.7.2 Collecte de données

À sa première présence, le sujet n'a pas besoin de son vélo. Il remplit les différents formulaires (consentement, Q-AAP, questionnaire sur l'expérience cycliste) et donne son accord pour que ses cales soient changées pour des neuves (ce qui est fait dans la séance suivante). Les repères anatomiques de la figure 2.3 sont placés sur le sujet afin de procéder à leur numérisation, ce qui permet de calculer les dimensions anthropométriques a posteriori.

À sa deuxième présence, le sujet effectue la procédure de familiarisation mentionnée précédemment. Cette familiarisation doit être réussie afin de continuer l'étude. Le vélo est ensuite équipé des pédales instrumentées. On calibre la position zéro de cet instrument de mesure en plaçant la cale engagée (sans pied dans le soulier) à la limite du flottement. Afin de faciliter la tâche à d'éventuels utilisateurs commerciaux, les zéros sont orientés en position de rotation externe de la jambe à gauche et en rotation interne à droite. Les pieds sont donc approximativement parallèles lors d'une lecture identique des capteurs. Une calibration réussie mène à une séquence d'acquisition ayant pour but de corriger la position des cales au besoin. Plus le sujet reste en contact avec les butées, plus la correction apportée est grande. Cet ajustement est important car le contact avec une butée limite le mouvement du cycliste.

L'appareil Optotrak est ensuite intégré au montage. On fixe la grappe de LEDs au cadre et deux autres LEDs aux tubérosités antérieures des tibias. Ces LEDs sont connectées à un répartiteur de signal («strober») qui synchronise l'allumage des LEDs. Tous les fils longent les membres inférieurs du sujet et sont retenus par du ruban adhésif électrique ou du velcro. Les fils courent vers le plafond en partant de l'arrière de la selle, minimisant le risque de prise dans la roue arrière.

Enfin, la hauteur de selle est mesurée et la chaîne est placée sur le braquet de départ, 39 X 17 (ou l'équivalent).

Inspirées de la littérature (Boyd *et al.*, 1997; Ruby et Hull, 1993), les conditions de test de référence contrôlent la cadence (90 rpm), la puissance demandée (210 W) et la hauteur de selle (favorite, aucun changement). Toutes les séquences débutent et se terminent par un test des butées consistant simplement à placer les cales aux limites du flottement pendant quelques secondes afin d'obtenir une trace de ces limites sur le signal sauvegardé par eDAQ. La durée d'une séquence varie de 2 à 3 minutes pendant lesquelles 30 secondes sont retenues.

Les conditions suivantes servent à observer l'influence isolée d'autres paramètres : puissance demandée, cadence et hauteur de selle. L'effet de la cadence est observée en demandant au sujet de passer à une cadence près de 70 rpm (39 X 14) pour un essai

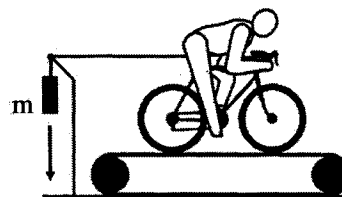


Figure 2.16: Montage faisant varier la puissance demandée sans modifier l'inclinaison ou la vitesse. Le cycliste doit empêcher son vélo d'être tiré vers l'arrière par une masse (m) variant entre 2 et 4 kg.

et 110 rpm (39 X 21) pour un second essai. Ces deux conditions sont comparées à la référence afin d'observer l'effet isolé de la cadence sur le flottement.

Les deux conditions suivantes font varier la puissance demandée. En revenant au braquet initial, la masse accrochée à la selle du sujet (figure 2.16) est ajustée afin de lui procurer 140 et 280 W de travail, respectivement. Avec ces deux conditions supplémentaires, l'effet de la charge de travail sur le flottement est exploré.

Enfin, en retournant à une charge de travail de 210 W, l'effet d'une variation de hauteur de selle de 2 cm (en plus et en moins) est exploré à travers deux autres conditions. Il est important de spécifier que cette hauteur de selle n'est pas normalisée au départ, ce qui entraîne une certaine variabilité initiale. Le ratio entre la hauteur de selle et la hauteur trochantérienne est toutefois documenté.

La dernière condition est celle où le flottement est retiré afin de pouvoir observer son effet sur la cinématique frontale du genou. À l'aide d'un simple bouton, on fait passer le flottement disponible de presque 9° à moins de 1°. Les données de flottement sont enregistrées même si le mouvement est négligeable et prévisible. L'ordre de ces différentes conditions n'est pas rigoureusement aléatoire, mais aucun sujet ne fait le même enchaînement pour éliminer les effets de la fatigue.

2.8 Analyses statistiques

On soupçonne qu'il existe un lien entre les données anthropométriques et les valeurs d'utilisation du flottement ou la cinématique du genou. Des analyses de régression linéaire sont donc prévues entre certaines dimensions précises. Plutôt que de calculer toutes les relations (dont plusieurs paraissent illogiques), une liste intuitive est explorée :

- l'angle Q de chaque côté est associé aux trois variables dépendantes principales (débattement du flottement, position moyenne du genou et débattement latéral du genou) de ce même côté ;
- l'angle de l'arrière-pied est associé aux trois mêmes variables selon le même principe ;
- le valgus/varus au genou est associé aux trois mêmes variables dépendantes, toujours selon le même principe ;
- la largeur du bassin est associée à la position moyenne du genou et au débattement latéral du genou (aucun lien logique ne relie la largeur du bassin à l'utilisation du

flottement angulaire) de chaque côté;

- la longueur du pied est associée au débattement du flottement en respectant la latéralité.

Ces relations constituent un premier niveau d'analyse qui permet de déterminer la variance commune entre certains paramètres morphologiques et les variables dépendantes recensées.

Avec les autres données recueillies, des tableaux de données sont construits à la façon du tableau 2.6. Ainsi, la fonction statistique de MatLab «`anova1.m`» est utilisée pour calculer des analyses de variances (ANOVAs) à mesures répétées, soit la probabilité qu'une différence significative existe entre les données issues de ces mesures. Les colonnes sont agencées entre elles selon le paramètre modifié (la puissance dans le cas du tableau 2.6). La situation de référence est également présente dans tous les cas.

La cinématique du genou est aussi comparée entre la condition de référence et la condition sans flottement. À ce moment, puisque seulement deux conditions sont comparées, un test T de Student à mesures répétées est utilisé. De plus, aucune latéralité n'est anticipée de sorte que tous les tests sont bi-directionnels.

Tableau 2.6: Exemple d'organisation des données collectées. Cette matrice alimente la fonction «`anova1.m`» qui calcule la probabilité d'une différence significative entre les différentes colonnes. Pour cet exemple, des amplitudes de flottement (en degrés) sont utilisés en fonction de la puissance fournie.

sujet	140 W	référence	280 W
1	0.45	0.51	0.75
2	0.38	1.01	1.15
3	0.95	1.73	1.18
5	1.36	0.88	1.54
6	0.97	2.63	1.41
7	0.73	2.32	1.03
8	0.95	2.31	1.91
9	1.04	0.36	2.01
10	1.09	0.88	1.85
11	2.01	1.29	2.35
12	1.63	0.89	2.89
13	0.53	0.95	1.09
14	0.94	0.85	1.45

Chapitre 3

RÉSULTATS

Partout où cela est possible, les résultats seront donnés en format «moyenne \pm écart-type» ($\bar{X} \pm SD$). Si ce n'est pas le cas, la précision relative au format de présentation du résultat sera fournie. Le seuil de signification $\alpha = 0,05$ est utilisé pour toutes les analyses. De plus, lorsque c'est possible, les calculs sont faits de chaque côté indépendamment.

3.1 Participants

Quatorze participants masculins se sont portés volontaires. Ils ont été préalablement choisis afin de respecter les critères d'inclusion. Un seul sujet sur 14 a été rejeté pour des raisons de santé. Les 13 sujets restant ont un âge moyen de $39,9 \pm 8,4$ ans, une taille moyenne de $176,9 \pm 5,3$ cm et une masse moyenne de $76,0 \pm 9,3$ kg. Proportionnellement à leurs hauteurs trochantériennes respectives, les hauteurs de selles préférées étaient de $99,8 \pm 1,5$ %, ce qui est en accord avec la littérature existante qui suggère une hauteur de selle à 100 % de la hauteur trochantérienne. L'expérience cycliste des sujets correspond à $12,4 \pm 9,6$ années d'entraînement et à un volume d'entraînement hebdomadaire moyen de $9,5 \pm 6,0$ heures. Ce faisant, aucun incident n'a été répertorié pendant l'expérimentation. Le temps de familiarisation sur le tapis a été de moins de 15 minutes par sujet. Bien qu'aucune mesure rigoureuse de temps n'ait été faite, la présence totale d'un athlète au laboratoire dure environ quatre heures.

Le tableau 3.1 spécifie les dates auxquelles les sujets étaient présents au laboratoire. Certains d'entre eux ont complété l'expérimentation en deux temps pour permettre leur participation. Dans ce cas, une première séance d'une heure incluait l'évaluation anthropométrique, la signature des formulaires et la familiarisation avec le tapis. La seconde, correspondant à la date enregistrée, ne comprenait qu'un bref échauffement et

Tableau 3.1: Dates d'évaluation des participants.

# ID	Date d'évaluation
1	2005-08-15
2	2005-08-18
3	2005-08-30
5	2005-09-07
6	2005-09-08
7	2005-09-20
8	2005-09-16
9	2005-09-28
10	2005-09-20
11	2005-09-26
12	2005-09-29
13	2005-10-04
14	2005-10-05

les conditions expérimentales. L'ordre dans lequel ces dernières étaient accomplies par chaque sujet apparaît au tableau 3.2.

3.2 Résultats statistiques

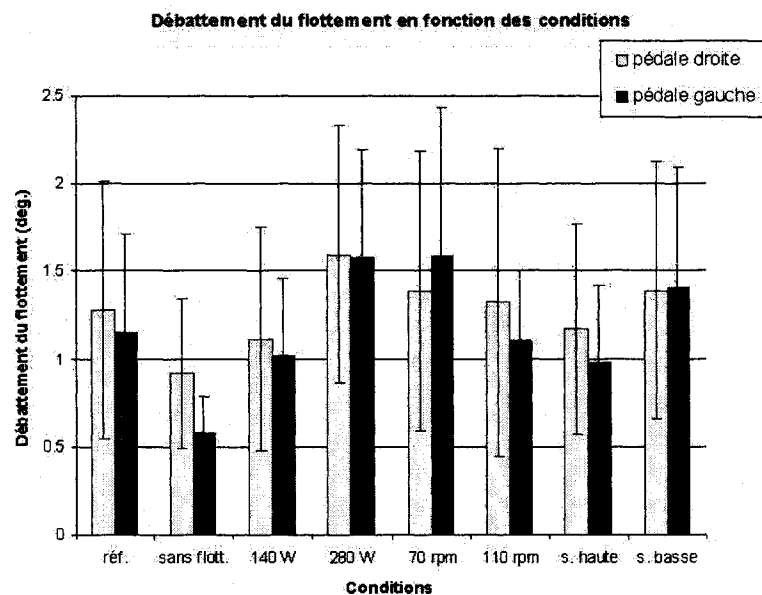
Le premier objectif de la recherche vise à développer et valider l'instrumentation associée au flottement afin de pouvoir établir une condition de référence. Ces données apparaissent à la figure 3.1. Ces données servent de point de départ pour les analyses qui permettent d'atteindre les autres objectifs. Les données nécessaires à l'atteinte second objectif, celui de déterminer l'effet de la présence du flottement sur la cinématique du genou, se trouvent aux figures 3.2 et 3.3. Le troisième objectif visant à observer l'effet des paramètres comportementaux sur l'utilisation du flottement et la cinématique du genou trouve des éléments de réponse à la fois dans les figures 3.1, 3.2 et 3.3, mais aussi dans le tableau 3.3 qui présente les mêmes données sous forme numérique. On y retrouve les moyennes et écart-types de chaque paramètre observé pour les huit conditions expérimentales.

Ainsi, les résultats indiquent que le flottement est utilisé à moins de 3° dans la majorité des cas, mais, en contrepartie, que même la condition «sans flottement» offre environ 1° de rotation. La distance entre les genoux et le cadre varie grandement d'un

Tableau 3.2: Ordre dans lequel chaque sujet a réalisé les conditions expérimentales.

# ID	Ordre des conditions							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	Ø flott.	réf.	280 W	70 rpm	110 rpm	s. haute	s. basse	140 W
2	réf.	280 W	140 W	Ø flott.	110 rpm	70 rpm	s. basse	s. haute
3	réf.	Ø flott.	140 W	110 rpm	70 rpm	s. basse	s. haute	280 W
5	réf.	280 W	70 rpm	Ø flott.	140 W	110 rpm	s. haute	s. basse
6	réf.	70 rpm	140 W	Ø flott.	110 rpm	280 W	s. haute	s. basse
7	140 W	Ø flott.	réf.	s. haute	s. basse	70 rpm	280 W	110 rpm
8	réf.	110 rpm	280 W	140 W	Ø flott.	70 rpm	s. basse	s. haute
9	réf.	110 rpm	70 rpm	Ø flott.	280 W	s. basse	s. haute	140 W
10	réf.	140 W	110 rpm	70 rpm	Ø flott.	s. haute	s. basse	280 W
11	réf.	280 W	110 rpm	s. basse	s. haute	Ø flott.	140 W	70 rpm
12	réf.	280 W	s. basse	s. haute	140 W	Ø flott.	110 rpm	70 rpm
13	réf.	s. basse	s. haute	280 W	Ø flott.	110 rpm	70 rpm	140 W
14	réf.	70 rpm	Ø flott.	s. haute	s. basse	140 W	110 rpm	280 W

Réf. : condition de référence. S. : selle.

Figure 3.1: Histogramme du débattement du flottement en fonction des conditions. En comparant les conditions 140 W et 280 W à gauche, $p = 0,06$.

sujet à l'autre. Des valeurs extrêmes allant de 100 mm à 150 mm sont retrouvées parmi les différents sujets. Le débattement latéral des genoux (déplacement sur l'axe Y) est

Tableau 3.3: Les données moyennes des trois principales variables dépendantes sont présentées de manière à permettre un premier niveau de comparaison entre les essais.

	Débattement du flottement (deg.)		Position moyenne du genou (mm)		Débattement latéral du genou (mm)	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Référence	$1,2 \pm 0,6$	$1,3 \pm 0,7$	110 ± 17	125 ± 20	35 ± 12	33 ± 9
Sans flot.	$0,6 \pm 0,2$	$0,9 \pm 0,4$	108 ± 16	125 ± 18	35 ± 12	34 ± 10
140 W	$1,0 \pm 0,4$	$1,1 \pm 0,6$	111 ± 16	127 ± 11	35 ± 12	34 ± 10
280 W	$1,6 \pm 0,6$	$1,6 \pm 0,7$	109 ± 15	124 ± 21	37 ± 12	35 ± 10
70 rpm	$1,6 \pm 0,9$	$1,4 \pm 0,8$	109 ± 15	123 ± 17	37 ± 12	36 ± 10
110 rpm	$1,1 \pm 0,4$	$1,3 \pm 0,9$	112 ± 16	127 ± 17	32 ± 11	30 ± 8
Selle haute	$1,0 \pm 0,4$	$1,2 \pm 0,6$	111 ± 14	128 ± 16	35 ± 10	34 ± 8
Selle basse	$1,7 \pm 0,7$	$1,4 \pm 0,7$	110 ± 15	125 ± 17	33 ± 9	32 ± 8

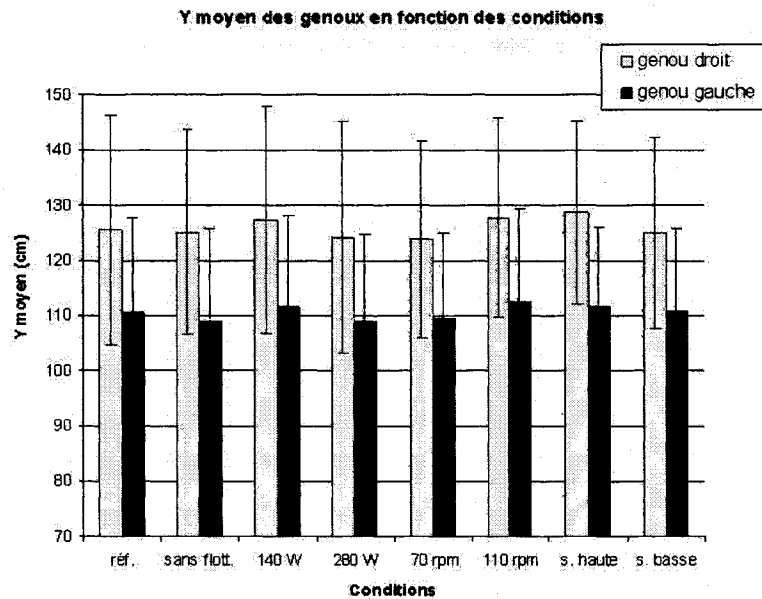


Figure 3.2: Histogramme de la position moyenne en Y en fonction des conditions. Aucune différence significative n'est observée.

de l'ordre du 35 mm et varie peu entre les conditions.

Un total de 18 ANOVAs et six tests T de Student à mesures répétées ont été menés selon le même principe. Les ANOVAs comparent la condition de référence à deux autres conditions où un paramètre est modifié isolément. Chaque ANOVA mène au calcul d'un p qui trouve sa place dans le tableau 3.4.

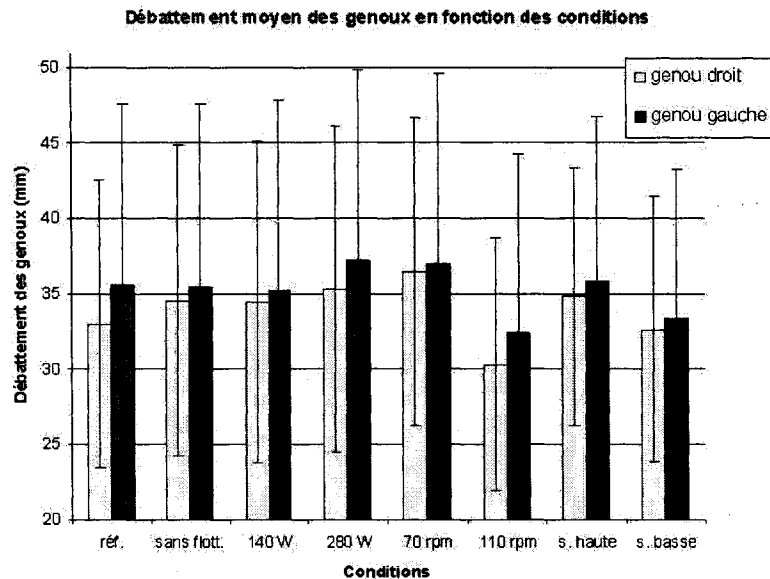


Figure 3.3: Histogramme du ΔY moyen en fonction des conditions. Aucune différence significative n'est observée.

Les tests T ont été utilisés entre les conditions «référence» et «sans flottement» afin d'observer les paramètres cinématiques uniquement. Le tableau 3.5 présente donc des p calculés à propos de la position moyenne des genoux par rapport au cadre et du débattement latéral du genou.

Aucune de ces analyses statistiques n'a permis de détecter une différence significative entre les conditions comparées au seuil de signification sélectionné. Notons toutefois une tendance du côté gauche pour le débattement du flottement à réagir à une variation de puissance ($p = 0,062$) et de cadence ($p = 0,110$).

Il est intéressant de comparer la trajectoire des genoux dans le plan frontal dans différents contextes. Les figures 3.4 et 3.5 sont des exemples de sujets qui n'ont pas la même mécanique de pédalage ni entre eux, ni entre leurs membres inférieurs respectifs. Aucune donnée numérique ne nous permet présentement de quantifier adéquatement ces différences mais cela ouvre certainement une porte à l'analyse plus en profondeur de ces données.

Il est important de mentionner qu'une très grande proportion des cales des sujets (de l'ordre de 80 à 90 %) ont dues être ajustées sous prétexte qu'elles touchaient aux butées

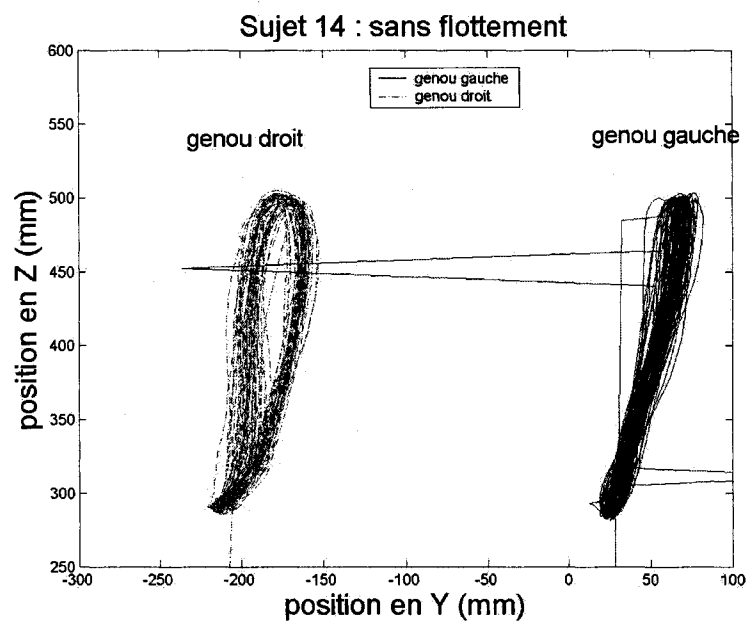


Figure 3.4: Trajectoires des genoux du sujet 14 dans la condition sans flottement. Une trajectoire est beaucoup plus rectiligne que l'autre. À droite, le point le plus bas semble forcé.

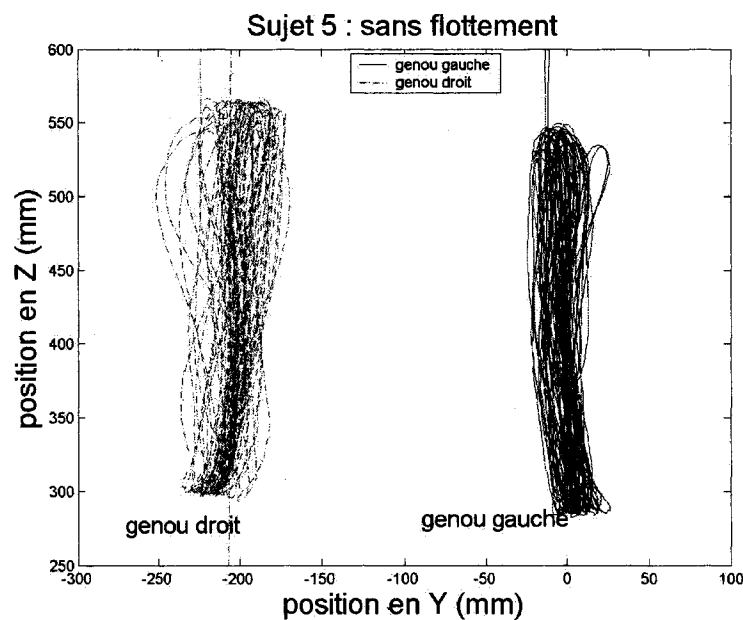


Figure 3.5: Trajectoires des genoux du sujet 5 dans la condition sans flottement. Ces trajectoires sont différentes de celles présentées précédemment et sont moins régulières au cours des cycles.

Tableau 3.4: Valeurs de p obtenues à partir des ANOVAs. Aucune analyse n'atteint le seuil de signification de 0,05 mais une tendance se dégage autour du flottement utilisé du côté gauche.

Paramètre contrôlé	Latéralité	Débattement du flottement	Position moyenne du genou	Débattement latéral du genou
Puissance	Gauche	0,0624	0,9232	0,8882
	Droite	0,2335	0,93	0,8213
Cadence	Gauche	0,1101	0,8769	0,5697
	Droite	0,9276	0,8692	0,2828
Hauteur de selle	Gauche	0,1847	0,98	0,8237
	Droite	0,7205	0,8558	0,8037

Tableau 3.5: Comparaison entre les situations de présence et d'absence de flottement angulaire relativement à la cinématique du genou.

Paramètre cinématique	Latéralité	p
Position moyenne du genou	Gauche	0,2049
	Droite	0,7357
Débattement du genou	Gauche	0,9454
	Droite	0,1728

pendant le pédalage. La figure 3.6 montre comment le flottement était utilisé avant d'appliquer une correction en rotation à la cale d'un sujet en particulier. Le contact avec la butée survient à tous les endroits où le signal dépasse les $8,1^\circ$.

Les données anthropométriques recueillies sont résumées dans le tableau 3.6. D'entrée de jeu, les écart-types du valgus/varus à l'arrière-pied et de l'angle Q sont relativement grands, et ce des deux côtés. À l'opposée, la dispersion de l'inter-acetabulum est si petite qu'il est difficile de discerner les variations réelles de l'erreur d'estimation d'au moins 1 cm.

Les coefficients de détermination issus des analyses de régression linéaire corrélant les paramètres anthropométriques aux variables cinématiques correspondantes sont regroupés dans le tableau 3.7. Même dans les meilleurs cas, les coefficients de détermination ne dépassent jamais 0,3, ce qui correspond à de très faibles corrélations.

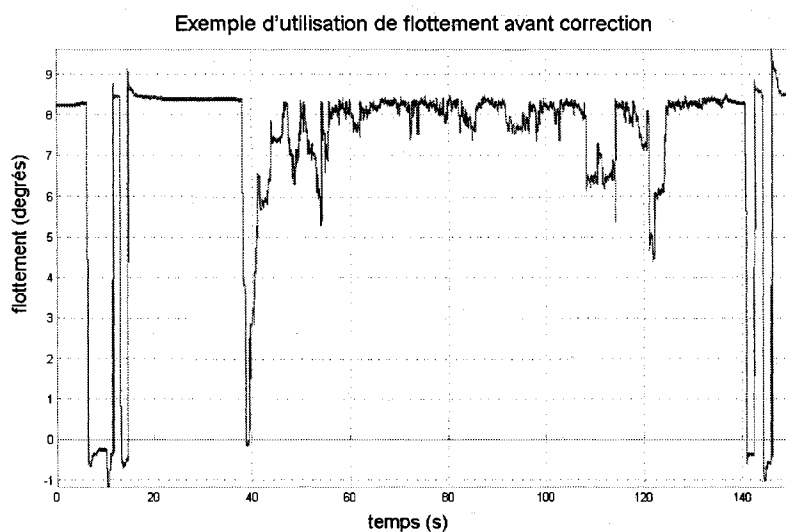


Figure 3.6: Exemple de la façon dont le flottement est utilisé avant d'appliquer une correction à l'orientation de la cale. Entre 50 et 120 s, la cale est en contact presque constant avec la butée. Plus l'appui est franc, plus la correction apportée est grande.

Tableau 3.6: Résumé des données anthropométriques recueillies. La dispersion de l'angle de l'arrière-pied et de l'angle Q est très élevée alors que le contraire est observé à propos de la distance inter-acetabulum.

	Gauche				Droite			
	\bar{X}	SD	Min.	Max.	\bar{X}	SD	Min.	Max.
Valgus/varus au genou (deg.)	0,9	2,0	-2,1	4,1	-3,1	1,8	-5,4	0,3
Valgus/varus à l'ar.-pied (deg.)	7,5	6,6	-5,6	16,8	-10,7	5,9	-23,3	-3,9
Angle préféré des pieds (deg.)	4,5	3,0	-1,8	9,2	5,3	2,7	-0,1	10,1
Angle Q (deg.)	12,3	6,7	1,4	20,1	10,1	6,6	2,7	24,4
Hauteur de l'ÉIAS (cm)	98,8	3,4	92,6	107,1	98,2	3,4	90,6	105,4
Hauteur trochantérienne (cm)	91,0	3,4	84,9	98,8	91,4	2,8	86,6	97,5
Longueur de pied (cm)	26,8	1,2	25,5	29,8	26,8	1,1	25,1	29,6
Largeur de bassin* (cm)	24,9	1,7	22,1	28,2				
Distance inter-acetabulum* (cm)	17,7	0,3	17,1	18,2				
Hauteur de l'entrejambes* (cm)	83,7	2,8	79,1	90,7				

* Ces mesures n'étant pas bilatérales, elles sont tout de même présentées ici.

Tableau 3.7: Coefficients de détermination provenant des analyses de régression linéaire.

Variable		r^2	
Indépendante	Dépendante	Gauche	Droite
Angle Q	Débat. flot.	0,07	0,03
	Pos. genou	0,09	0,00
	Débat. genou	0,17	0,08
Valgus/varus de l'ar.-pied	Débat. flot.	0,10	0,05
	Pos. genou	0,00	0,10
	Débat. genou	0,28	0,01
Valgus/varus du genou	Débat. flot.	0,23	0,02
	Pos. genou	0,00	0,25
	Débat. genou	0,08	0,03
Largeur du bassin	Pos. genou	0,08	0,00
	Débat. genou	0,02	0,02
Longueur de pied	Débat. flot.	0,01	0,17

Chapitre 4

DISCUSSION

Les objectifs visés par cette étude étaient de :

1. développer et valider l'instrumentation nécessaire à l'observation de l'utilisation du flottement afin d'accomplir une première acquisition constituant une référence ;
2. comparer, au moyen de la cinématique, deux situations cyclistes où le seul changement apporté est la présence ou l'absence de flottement et
3. évaluer l'effet d'autres variables ciblées sur le flottement et la cinématique du genou.

L'interprétation des analyses menant à l'atteinte de ces objectifs est faite dans les sections suivantes, précédées par quelques observations générales faites au cours de la recherche.

La hauteur de selle a été laissée à la position préférée du sujet dans la condition de référence. À la lumière des résultats obtenus, tout porte à croire que l'imposition d'une hauteur de selle normalisée à 100 % de la hauteur trochantérienne n'aurait rien changé aux résultats puisque, instinctivement, les participants avaient choisi une hauteur de selle de $99,8 \pm 1,5\%$. Les erreurs de mesures dues à la forme de la selle, les asymétries de hauteurs trochantériennes chez les participants et d'éventuelles erreurs de manipulation lors de cette mesure créent une incertitude de l'ordre de 1 % de la mesure.

Il est important de rappeler que plusieurs auteurs traitant de la situation cycliste ont insisté sur le fait de ne pas sauter aux conclusions sous prétexte que les êtres humains représentent une grande source de variabilité dans le comportement du système (Wheeler *et al.*, 1995; Boyd *et al.*, 1997; Gregersen et Hull, 2003). Le nombre de sujets recruté ici n'est pas assez important pour permettre de généraliser à de grandes populations cyclistes.

Les données des côtés gauche et droit diffèrent sur presque tous les aspects (anthropométrie, flottement, cinématique). Il est possible qu'un biais systématique provienne d'une source extérieure au montage expérimental. Le tapis roulant qui se trouve le long d'un mur à la droite du tapis, la présence de l'évaluateur à la gauche du cycliste, la dominance des membres inférieurs (gaucher vs. droitier), la position du moteur (qui influence Optotrak) à la droite du tapis ou l'asymétrie du vélo lui-même sont des sources de variabilité potentielles qui n'ont pas été explorées de manière exhaustive.

Il existe néanmoins des instruments de mesure qui pourraient distinguer le membre qui fournit le plus de travail et des tests dissociés du cyclisme qui indiquent la dominance. Ces instruments, couplée à une cueillette d'information à propos de la dominance, doit être intégrée pour poursuivre sur l'étude des différences intra-personnelles et inter-segmentaires.

Si les données s'avéraient différentes entre les membres inférieurs d'un même participant en situation réelle, cela inciterait la communauté scientifique à augmenter le nombre d'études bi-latérales et de documenter l'ampleur du phénomène à une échelle épidémiologique ou méta-analytique (synthèse de plusieurs études). Ce faisant, l'idée de symétrie du cycliste pourrait être revue et appliquée, par exemple, aux sprinteurs qui génèrent des puissances instantanées phénoménales de manière asymétrique pendant un départ arrêté.

4.1 Flottement angulaire

L'objectif visé par l'emploi des pédales instrumentées était de déterminer si la modification de certaines variables du système provoquait des changements dans l'utilisation du flottement angulaire. Il est difficile de comparer de telles données avec la littérature existante car les autres études utilisaient le plus souvent les moments résultants au genou générés par des calculs de dynamique inverse comme donnée finale. À la connaissance des auteurs, le seul résultat potentiellement comparable est présenté dans l'étude de Ruby et Hull (1993), où une pédale offre 30° de flottement autour de l'axe Z (figure 1.6). Les 11 sujets de ladite expérience ont utilisé ce flottement sur une plage de $4,7^\circ \pm 3,7^\circ$, ce qui est nettement supérieur aux $1,2^\circ \pm 0,6^\circ$ et $1,3^\circ \pm 0,7^\circ$ observés dans la présente étude pour les pédales gauche et droite, respectivement.

Une première raison expliquant la variation des résultats réside dans la nature du flottement offert. Ruby et Hull (1993) offrent un flottement total de 30° , ce qui est trois fois plus important que le flottement offert par le produit utilisé dans la présente étude, soit 9° . Bien que l'orientation des cales ait été ajustée dans l'étude actuelle, certains sujets se sont tout de même retrouvés limités par les butées, ce qui ne leur a pas permis d'utiliser le flottement à son maximum. Ces contacts avec les butées pourraient être dus à un manque de précision dans la procédure d'ajustement des cales. Un critère rigoureux serait à développer afin de rendre cet ajustement plus systématique.

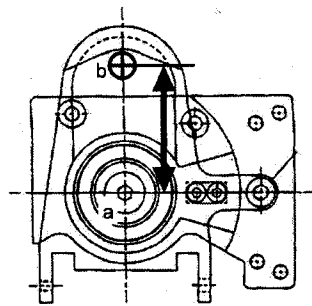


Figure 4.1: Schéma modifié de Ruby et Hull (1993) où l'axe du flottement est en a. Le cercle ajouté d'une croix plus à l'avant de la pédale (b) est l'axe de flottement des pédales LOOK.

Une seconde explication plausible vient de la différence de position entre les axes de rotation définis par les deux systèmes de pédales. Le pivot de Ruby et Hull (1993) est plus près de l'axe longitudinal de la jambe que celui réellement disponible pour le public. Ce faisant, un déplacement latéral du talon d'une grandeur donnée entraîne une rotation plus importante dans leur système que dans le nôtre. Par contre, étant donné la grandeur des angles en jeu, cette suggestion ne peut expliquer à elle seule toute la différence entre les résultats des deux études.

Enfin, le choix des variables de comportement du système pourrait expliquer une bonne partie de la variabilité des résultats. La puissance fournie par les participants de Ruby et Hull (1993) variait entre 243W et 260W. Ils ont donc pédalé exactement à mi-chemin entre nos conditions «référence» (210 W) et «280 W». Une interprétation de ces résultats est donc nécessaire avant d'approfondir la comparaison entre ces études.

Le gabarit d'ajustement de cales est facile d'utilisation sur la majorité des modèles de souliers rencontrés pendant l'étude. Certains modèles ayant une forte cambrure, couplés à des positions de cales spécifiques, ont tout de même créé une distance appréciable entre la semelle du soulier, où un repère est placé, et la plaque de plexiglas (figure 4.2). Cette distance diminue la justesse de l'appareil car la perspective rend l'alignement du repère avec le cadran de l'appareil plus difficile.

Un autre problème rencontré avec cet appareil réside dans la déformation des cales

excessivement usées. Avec le temps, les cales LOOK s'usent, s'amincissent et subissent une déformation plastique sous le poids du cycliste. L'épaisseur du plexiglas étant calculée pour se glisser parfaitement entre l'arrière de la cale et la semelle du soulier, cet écrasement complique le placement du soulier.



Figure 4.2: La ligne diagonale représente la position de l'appareil de positionnement de cale. La distance représentée par la flèche fait parfois jusqu'à 8 cm, ce qui peut entraîner une erreur associée au parallaxe.

Dans le même ordre d'idées, quelques sujets ayant un angle préféré du pied plus grand se sont retrouvés au maximum de l'ajustement en rotation offert par leur équipement : limite de placement de la cale sous le soulier ou contact entre la malléole interne et la manivelle pendant le pédalage. Ruby et Hull (1993) modifiaient la position médio-latérale de la cale (parfois même à l'extérieur des limites permises par l'équipement standard) afin de permettre aux sujets de réaliser l'expérience. L'utilisation d'une telle stratégie aurait constitué un biais assez important pour retirer ces participants de l'étude puisqu'ils n'auraient pas utilisé le même équipement que les autres.

Les résultats statistiques du tableau 3.4 semblent démontrer qu'aucune des variables indépendantes sélectionnées (cadence, puissance et hauteur de selle) n'a d'influence significative sur l'utilisation du flottement angulaire. Deux facteurs doivent néanmoins être considérés avant de rejeter systématiquement toutes les hypothèses. D'abord, notons la taille de l'échantillon ($n = 13$) qui est tout juste suffisante pour effectuer ce genre d'analyse. Un protocole à mesures répétées vient toutefois limiter l'effet néfaste de cette réalité. Ensuite, les conditions expérimentales retenues ne représentent pas des extrêmes mais bien des situations choisies afin de permettre aux sujets cyclosporifs de pouvoir accomplir les tâches sans danger. Des variations plus importantes entre les conditions expérimentales ou un échantillon plus grand auraient pu augmenter la puissance statistique des tests menant aux résultats présentés ici. Il apparaît donc acceptable de chercher à interpréter la situation où le p est le plus près de 0,05, soit lorsqu'une variation de puissance est imposée ($p = 0,06$). La figure 4.3 montre que l'utilisation du flottement a une forte tendance à augmenter en fonction de la puissance à fournir. Ce résultat s'explique bien lorsqu'on considère que les moments produits par les membres inférieurs doivent augmenter pour fournir cette puissance. Il est alors raisonnable de croire que les

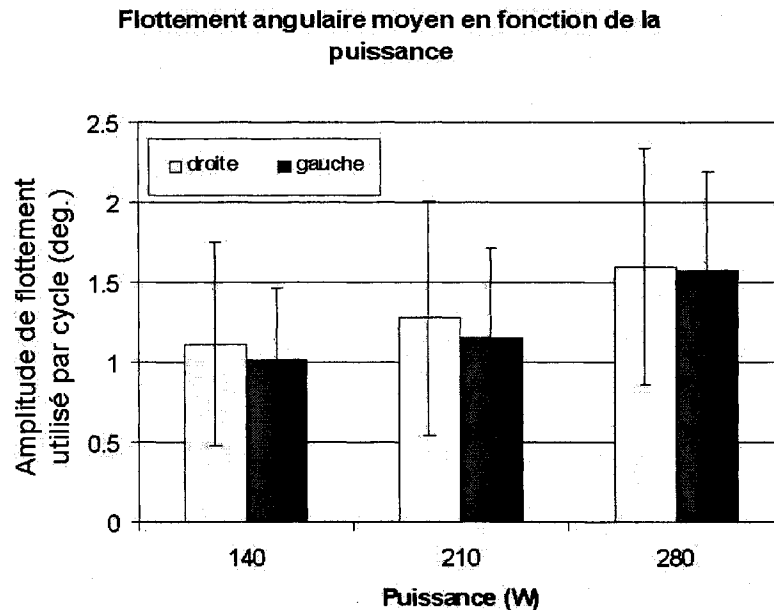


Figure 4.3: Graphique représentant les variations dans l'utilisation du flottement angulaire lorsqu'on varie la puissance fournie par l'athlète. Bien que le seuil de signification ne soit pas atteint, une tendance forte se dégage des résultats du côté gauche, avec $p = 0,06$.

moments résiduels, comme ceux qui produisent la rotation interne/externe de la jambe au genou et le flottement, soient également plus importants. Comme une pièce de caoutchouc sert à augmenter le frottement entre la cale et la pédale, il est probable qu'il existe un moment minimal à produire pour utiliser le flottement. Ainsi, il est possible démettre l'hypothèse que l'utilisation du flottement augmente en fonction de la puissance fournie par l'athlète. Même si cette explication est corroborée par les résultats de Ruby et Hull (1993), la confirmation de cette hypothèse devrait être faite auprès de cyclistes compétitifs pouvant pédaler à des puissances élevées (ex. : 400 watts pendant plusieurs minutes).

Au centre de la cale LOOK, une pièce de caoutchouc amovible entre en contact avec une zone rugueuse de la surface de la pédale conçue à cet effet. Par conséquent, la sensation de flottement est nettement différente avec ou sans ce morceau de caoutchouc. L'élasticité du matériau fait en sorte que lors de la calibration de l'instrument de mesure du flottement, une erreur peut s'introduire si la pièce est présente. Elle est donc retirée pour la calibration et remplacée pour rendre le pédalage le plus fidèle possible à la réalité. La présence de cette pièce augmente la friction entre la cale et la pédale, rendant ainsi

les mouvements de la cale plus réguliers. Ruby et Hull (1993) minimisent les forces de friction dans leur recherche, facilitant le mouvement. Cela pourrait expliquer une autre partie de la différence entre les deux études.

Bien que les statistiques ne démontrent que des tendances associées aux variations de cadence, un résultat est nettement plus près du seuil de signification que les autres (variations de cadence du côté gauche, $p = 0,11$). Il est donc possible que dans de meilleures conditions, ce résultat se rende au seuil de signification. Le cas échéant, une augmentation de cadence entraînerait une diminution dans l'utilisation du flottement. L'augmentation de cadence permet d'appliquer les forces aux pédales à plus haute fréquence, diminuant l'amplitude de la force appliquée à chaque coup de pédale. Cette situation produisant un travail équivalent par période de temps, la grandeur des moments maximaux est réduite, entraînant une diminution du flottement utilisé à chaque tour de manivelle. Un devis expérimental croisé «cadence X puissance» serait logiquement le plus susceptible de faire varier l'utilisation du flottement angulaire.

Comme la plage de flottement utilisée est nettement inférieure aux 9° offerts, il convient de se demander pourquoi la plage offerte est si importante. Une des raisons est qu'elle permet d'atténuer d'éventuelles erreurs de positionnement de la cale en rotation. En d'autres mots, un flottement restreint demanderait une plus grande rigueur d'ajustement de la part de l'utilisateur ou du professionnel en charge, ce que les détaillants ne sont pas nécessairement capables de faire. La stratégie d'orientation de cale utilisée dans la présente recherche demande un certain appareillage de même qu'une expertise non-négligeable. Un défi intéressant se dresse lorsque le transfert vers la communauté cycliste doit s'opérer. Avant cette étape, par contre, une autre étude englobant un maximum de situations rencontrées par un cycliste devrait être réalisée afin de garantir aux chercheurs que des contextes comme la position debout ou la grimpe ne requièrent pas une plage de flottement plus importante.

4.1.1 Conception de l'interface pied-pédale

Suite à l'expérimentation et aux résultats faits dans cette recherche, deux modifications pourraient être apportées pour permettre d'utiliser les pédales automatiques au maximum de leur potentiel. D'une part, le besoin de placer des repères sur la semelle du soulier est criant. Au même titre que des graduations antéro-postérieures se trouvant sur

certains modèles (figure 4.4), des repères angulaires doivent exister sous le soulier. Or, la liberté de mouvement de la cale rend la détermination d'un axe de rotation unique impossible. C'est pourquoi la meilleure suggestion est de placer deux repères qui indiquent l'axe longitudinal du pied et qui pourraient être utilisés directement avec l'appareil de positionnement des cales (figure 2.15).

D'autre part, les fabricants de pédales considèrent qu'il est important d'offrir du flottement à leurs clients, mais ne savent pas quelle doit être la grandeur de la plage offerte pour satisfaire la majorité des cyclistes. Évidemment, l'optimisation de la grandeur de la plage de flottement doit impérativement s'accompagner d'une méthode rigoureuse d'orientation de cale car une réduction de la plage laisse moins de place à l'erreur lors de l'ajustement. Une plage de flottement moindre facilite également le dégagement du soulier en cas d'urgence. Par contre, la plage de flottement doit quand même être assez grande pour réduire les contraintes internes au genou, suggérant qu'une plage de flottement optimale (à définir) constitue le meilleur compromis entre ces besoins.

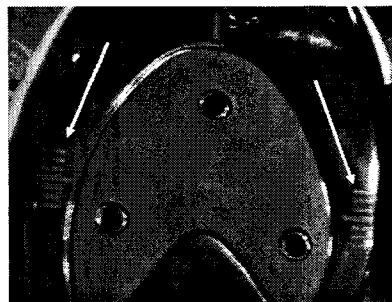


Figure 4.4: Repères imprimés sur la semelle permettant de connaître l'ajustement antéro-postérieur de la cale. Une stratégie similaire devrait permettre la quantification de la position médio-latérale et rotationnelle de la cale.

4.2 Cinématique du genou

L'objectif de l'analyse cinématique était de vérifier si certains paramètres facilement contrôlables avaient une influence significative sur la cinématique du genou dans le plan frontal. Encore une fois, le tableau 3.4 nous indique que ni la cadence, la puissance fournie ou la hauteur de selle n'a d'effet significatif sur le débattement latéral du genou. Sachant que le coup de pédale devient rapidement répétitif (Gregor et Wheeler, 1994), ces résultats viennent suggérer que la cinématique du genou est insensible aux variations dans les paramètres contrôlés. Le trop petit écart entre les conditions expérimentales pourrait toutefois expliquer en partie ces similitudes car les conditions ont été choisies pour être réalisables par le maximum de sujets et ne peuvent pas être associées à des

conditions limites.

Ruby *et al.* (1992a) ont, eux aussi, mesuré la position médio-latérale du genou droit pendant le pédalage. Même si la manière d'exprimer ce résultat n'est pas identique, la comparaison est tout de même possible. Les déplacements selon l'axe Y des genoux de leurs sujets étaient de 23 ± 7 mm (à droite uniquement) alors que ceux de l'étude actuelle ont des débattements de 35 ± 12 mm à gauche et 33 ± 9 mm à droite. En comparaison, ces résultats peuvent sembler très différents mais ne constituent en fait qu'un écart de 1 cm. Plusieurs facteurs peuvent expliquer cette différence, ce qui n'entraîne pas de remise en question des résultats présents. Ces facteurs sont discutés ci-après.

Il est possible que la taille moyenne des sujets ait une influence sur cette donnée. Ainsi, des segments plus longs pourraient se déplacer sur des distances absolues plus grandes. Or, la différence de taille entre les groupes comparés ici (1,78 m vs. 1,77 m) est trop petite pour expliquer à elle seule l'écart observé entre ces données.

L'ajustement de la hauteur de selle pourrait aussi expliquer cette différence. Une variation de 0,2 % dans la hauteur de selle (99,8 % vs. une normalisation à 100 %) correspond à une différence de l'ordre de l'incertitude de mesure et non à une différence réelle entre les protocoles. Cela n'explique toujours pas la variation de débattement observée.

Une différence majeure entre les deux protocoles réside dans la simulation de l'activité réelle. Ruby *et al.* (1992a) ont utilisé un «Velodyne» (figure 4.5), un simulateur qui ne demande pas à l'utilisateur de se stabiliser, alors que le tapis roulant force le cycliste à maintenir son équilibre. Ce besoin d'équilibre pourrait se faire ressentir assez fortement au genou car cette articulation n'est pas en contact direct avec une partie du vélo (par opposition au pied et à la hanche, limités par la pédale et la selle). L'hypothèse la plus plausible serait donc que le cycliste maintenant son équilibre médio-latéral déplace ses genoux de gauche à droite de façon plus importante que lors d'une situation fixe, tel que sur un exerciceur fixe ou un vélo stationnaire.

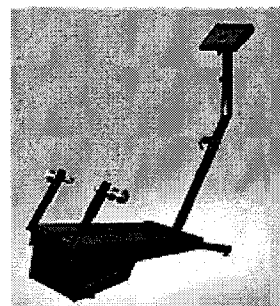


Figure 4.5: Un exerciceur fixe Velodyne (www.velodynesports.com). Le vélo est retenu aux deux axes de roue.

Dans le même ordre d'idée, le vécu cycliste des participants pourrait avoir une influence significative sur la régularité du coup de pédale. Alors que nous avons documenté les habitudes de pratique de nos participants, Ruby *et al.* (1992a) ne mentionnent que le niveau de pratique des leurs (de cyclosporitif à coureur de catégorie 3). À première vue, ce dernier groupe semble plus expérimenté que celui présenté ici car seulement deux de nos sujets recrutés pourraient être considérés, au mieux, comme des compétiteurs de catégorie 4 (inférieur à 3). Dans une optique de performance, les mouvements résiduels pourraient tendre à être minimisés au fil du temps, améliorant ainsi l'efficacité mécanique du cycliste.

Ensuite, les perturbations des mesures d'Optotrak provenant du moteur du tapis roulant a demandé beaucoup de temps pour comprendre le problème. Le processus minutieux de résolution de problème a mis en évidence que le fonctionnement du moteur génère un champ électro-magnétique dans l'environnement immédiat du moteur. Dans cette proximité se trouvent plusieurs fils qui transportent le courant nécessaire à l'allumage synchronisé des LEDs. Le champ magnétique du moteur produit alors sur le signal des pics qui apparaissent très clairement de manière quelque peu aléatoire.

Considérant que la valeur des équipements les rend difficilement remplaçables, deux pistes de solution s'imposent d'elles-mêmes. Soit il faut isoler électriquement tout le système d'allumage des LEDs, soit il faut isoler la source de bruit, c'est-à-dire le moteur. La solution la plus robuste et la plus coûteuse serait de placer le moteur dans une cage de Faraday, boîte de métal limitant la propagation des ondes électro-magnétiques. En pré-expérimentation, de multiples tentatives visant à isoler le signal d'allumage ont mené à une diminution de l'interférence, mais pas à sa disparition complète. Le programme de détection des pics a donc été utilisé systématiquement, ce qui a allongé le temps de traitement.

Le nombre de tours de manivelles observés dans chaque étude est nettement différent. Ruby *et al.* (1992b) observaient une douzaine de cycles alors que l'analyse présente intègre de 35 à 40 cycles, selon la situation. En observant trois fois plus de coups de pédale, les données deviennent plus représentatives et la possibilité de voir apparaître des données extrêmes est également augmentée, affectant les valeurs moyennes.

Il est arrivé quelques rares événements où une ou plusieurs LEDs se sont éteintes sans raison apparente pendant quelques secondes. Ces événements sont flagrants lors de la

génération des graphiques a posteriori. Pour ne pas perdre la contribution du participant, les cycles erronés ont été retirés manuellement avant le calcul des statistiques descriptives de l'essai en question. Environ cinq essais se sont vus retirer entre deux et cinq cycles pour ces raisons, soit moins de 0,0001% des cycles.

Ruby *et al.* (1992b) ont aussi observé le déplacement médio-latéral du genou dans une autre étude possédant les mêmes caractéristiques méthodologiques. Les observations de ce paramètre du côté droit de 23 sujets mâles aux morphologies très semblables étaient de 22 ± 6 mm, ce qui est pratiquement identique à leur étude antérieure et entraîne les mêmes interprétations.

Il est possible de comparer nos résultats à ceux d'une étude plus récente (Umberger et Martin, 2001) même si les données sont présentées sous forme d'un graphique de l'angle d'abduction/adduction de la hanche dans le plan frontal en fonction de l'angle de manivelle. En assumant que la hanche ne peut pas se déplacer de gauche à droite, la conversion de cet angle en déplacement linéaire représente un débattement approximatif de 44 mm (figure 4.6). Cette valeur est obtenue à partir de la longueur fémorale estimée à 24,5 % de la taille (Winter, 1990) (424 mm) et des extrêmes de la courbe moyenne offerte (étendue de 6°). À partir de ce calcul, il apparaît qu'une différence d'environ 1 cm est toujours présente, mais à l'inverse des constatations faites lors de la comparaison précédente. Il convient alors de se demander lesquelles de ces études (incluant celles à être comparées) sont les plus valides. Les principales réserves à émettre quant à l'étude de Umberger et Martin (2001) sont les suivantes :

- la taille de l'échantillon particulièrement petite ($n = 4$) ;
- le manque de spécifications relativement au niveau d'expérience des cyclistes participants ;
- les données exprimées en unités de dimensions angulaires, non problématiques en elles-mêmes, mais pouvant potentiellement devenir une source d'erreur non-négligeable lors de la conversion en déplacement linéaire.

De plus, la hauteur de selle préférée des cyclistes de Umberger et Martin (2001) égale $104,4 \pm 1,2$ % de leur hauteur trochantérienne, ce qui est nettement plus supérieur au 99,8 % recensé ici. Sur la base unique de cette comparaison, il est tentant de conclure directement que la hauteur de selle influe sur le débattement latéral du genou. Ce n'est cependant pas ce que les analyses statistiques menées ici démontrent. Cela veut dire que le fait que notre échantillon ait une hauteur de selle à pratiquement 100 % relève du

hasard ou d'une variable inexplorée (habitudes de pratiques, sexe, âge, etc.) et que la variation de ± 2 cm imposée dans les conditions expérimentales n'est pas excessive.

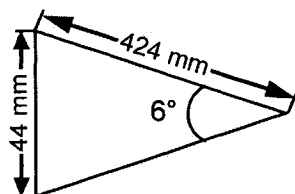


Figure 4.6: Une cuisse de 424 mm pivotant de 6° déplace linéairement son genou de 44 mm. Le même calcul est fait avec une jambe.

Bailey *et al.* (2003) expriment, pour leur part, l'angle de la jambe par rapport à l'horizontale dans le plan frontal. Un calcul trigonométrique similaire à celui mentionné ci-haut (figure 4.6) peut être fait en considérant qu'une sérieuse erreur peut provenir des ddl du complexe cheville-pied placés entre la pédale et le genou. Ces calculs arrivent néanmoins à un débattement moyen de 31 mm, ce qui est très près de nos résultats. Bien qu'ils soient plus jeunes, les participants à cette étude et les nôtres ont des

habitudes de pratiques semblables.

Le protocole de Bailey *et al.* (2003) est mené sur un exerciceur fixe, ce qui vient contredire l'hypothèse selon laquelle le débattement du genou sert à maintenir l'équilibre médio-latéral du cycliste libre. Par contre, leur analyse ne porte que sur un seul coup de pédale pour chaque participant, ce qui laisse un grand potentiel d'erreur entre le cycle analysé et un «cycle typique» représentant la moyenne de plusieurs cycles. Au moment où cette recherche vient confirmer qu'un débattement d'environ 30 mm est possible, elle n'est définitivement pas aussi robuste que les travaux de l'équipe de Ruby.

Sur la base de ces faits, il est raisonnable de croire que les études de l'équipe de Ruby sont plus à même d'offrir une comparaison adéquate avec la recherche présentée dans cet écrit. Il est également réconfortant de voir nos résultats se retrouver parmi ceux d'autres études, ce qui confirme que l'ordre de grandeur des déplacements latéraux calculés au genou est correct.

Un avantage indéniable de la présente étude sur celles abordées ci-haut est la bilatéralité des résultats. Alors que les autres chercheurs n'observaient qu'un côté, les instruments utilisés ici permettent de démontrer que les aspects qualitatifs du mouvement du genou (patron moteur ou forme de la trajectoire du genou) apparaissent différents d'un côté et de l'autre. Cette observation n'aurait toutefois pas été possible si l'analyse s'était limitée aux données numériques recueillies car les calculs menés sur deux patrons de formes différentes et de largeurs identiques donnent la même réponse. L'ana-

lyse détaillée des patrons moteurs et les implications de cette analyse sur le potentiel de blessures au genou seront explorées au cours de recherches futures.

On peut toutefois relater un fait évident d'un simple coup d'oeil à certains patrons moteurs. Une obstruction physique entre une LED et l'Optotrak peut faussement modifier le patron moteur si elle reste constante au cours des cycles. Ainsi, à la figure 4.7, la portion haute de la trajectoire d'un genou est littéralement aplanie. Ce résultat vient d'abord du fait que la LED du genou n'était pas apparente pendant un certain laps de temps à chaque cycle. Le guidon interposé entre l'émetteur et le récepteur du signal pourrait être la cause de cette absence systématique. Ce faisant, la fonction d'interpolation linéaire comblait les vides, créant ces plateaux de toutes pièces. La figure 4.7 est le «pire cas» ; la majorité des patrons moteurs observés sont intacts.

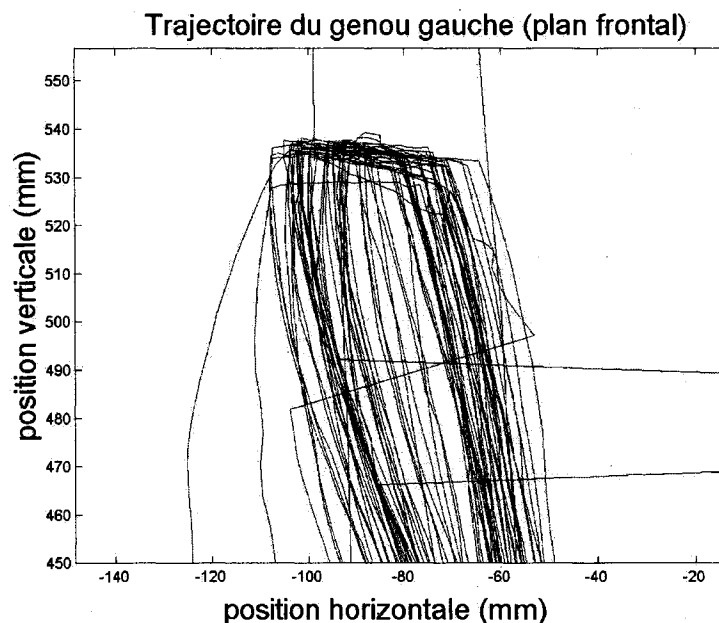


Figure 4.7: Trajectoire du genou gauche du sujet 13 dans la condition «selle basse». La coupure drastique et répétée sur la portion haute de tous les cycles provient de la présence d'un objet (le guidon) dans la ligne de vision des caméras.

Les variables analysées ici sont issues de la dimension horizontale des patrons moteurs. Cette erreur affecte certes la trajectoire du genou mais pas le débattement latéral du genou pendant un cycle. Il ne faut donc pas perdre confiance dans les résultats interprétés jusqu'à maintenant mais rester sensible au besoin de limiter au minimum les sources d'erreur pouvant réduire la qualité des données. L'activité analysée ne per-

met cependant pas de garantir l'absence d'interférences de ce genre tant qu'un appareil comme Optotrak est utilisé.

La comparaison numérique du comportement du genou entre les situations de présence et d'absence de flottement ne permet pas de déceler de différence significative. Deux explications sont alors possibles : soit que la présence de flottement ne modifie pas le comportement cinématique du membre inférieur, soit que la nature de l'analyse ne permet pas de constater efficacement le changement.

En retenant la première hypothèse, les recherches futures se trouvent orientées vers d'autres variables décrivant le patron moteur, telles que la cinétique ou l'activation musculaire. Pour pouvoir prendre cette direction, il faudrait néanmoins pousser l'analyse des données collectées à ce jour un peu plus loin : observer les vitesses, les accélérations et les trajectoires du genou pour exprimer le mouvement en d'autres termes, ce qui nous mène droit à la seconde hypothèse.

4.3 Anthropométrie

L'analyse anthropométrique avait pour but de déterminer si certains paramètres d'alignement segmentaire influençaient l'utilisation du flottement angulaire et la cinématique du membre inférieur. Avant d'interpréter les résultats du tableau 3.7, la qualité des résultats doit être discutée.

Tel qu'annoncé en 2.1.3, les données angulaires basées sur de petites longueurs (angle Q, angle de l'arrière-pied) ne sont pas assez fiables pour que les analyses impliquées soient considérées valides. Les écart-types calculés sur ces dimensions sont nettement supérieurs aux autres dimensions angulaires qui mesurent parfois des dimensions semblables (ex. : varus/valgus au genou et angle Q). Par conséquent, l'interprétation de ces résultats ne peut être faite avec autant de profondeur. Les techniques de mesure doivent cependant être comparées à celles existantes afin de les améliorer.

Une seule autre étude avant celle-ci a étudié l'effet de l'anatomie du membre inférieur sur le geste cycliste (Ruby *et al.*, 1992b) et elle ciblait les contraintes internes au genou. Deux podiatres certifiés ont évalué 17 dimensions à l'aide d'outils cliniques, dont certaines dimensions développées spécifiquement pour l'étude. Alors que les instruments utilisés sont excessivement simples (tractographe : rapporteur d'angles), leur précision

est dictée par l'expérience des utilisateurs. L'équipe de Ruby spécifie que les angles sont mesurés avec une incertitude de 2° , ce qui n'est pas négligeable. Malgré les limites des mesures collectées, autant dans notre recherche que dans la leur, certaines comparaisons peuvent tout de même être faites.

1. Le valgus/varus au genou est segmenté en angle fémoral et angle tibial, tous deux mesurés relativement à la verticale. Le repère de la hanche est l'ÉIAS, repère de surface facile à identifier. La somme de ces deux angles se compare assez fidèlement au valgus/varus du genou, ce qui donne des valeurs moyennes semblables et près de 0° . Les valeurs extrêmes sont cependant plus dispersées dans l'étude de Ruby *et al.* (1992b).
2. Le valgus/varus à l'arrière-pied est mesuré avec et sans charge sur le pied (sujet debout et couché sur le ventre). Les écart-types calculés dans cette étude sont nettement supérieurs à chacun de ceux de Ruby *et al.* (1992b), ce qui suggère une dispersion réellement différente ou une erreur de mesure de notre part. Sur suggestion de Livingston (2002), l'erreur de mesure est la source de divergence la plus plausible.
3. L'angle préféré des pieds est mesuré dans les deux études mais Ruby *et al.* (1992b) ne spécifient pas les repères utilisés sur le pied pour définir l'angle en question. Leur dispersion unilatérale étant plus du double des nôtres, des repères différents ont fort probablement été utilisés et rendent la comparaison plus difficile.

Les mesures comparées ci-haut ne sont pas déterminantes des contraintes internes au genou (Ruby *et al.*, 1992b), ni de son débattement latéral ou du flottement utilisé (tableau 3.7). Les dimensions anatomiques retenues par l'étude antérieure pour prédire une proportion des contraintes internes sont plutôt associées à la forme du pied lui-même, dimensions impossibles à mesurer avec le bras FARO qui demande un maximum de rigidité des objets mesurés. Un pied déchargé ou manipulé délibérément n'est pas assez stable pour être mesuré de cette façon.

La longueur du pied aurait pu avoir un effet sur l'utilisation du flottement angulaire. La logique soutenant cette hypothèse est qu'un pied plus long, agissant comme meilleur bras de levier entre le pivot de la pédale et l'axe longitudinal de la jambe, aurait pu provoquer une rotation plus importante de la cale encastrée (figure 4.8). La lecture de flottement aurait alors été plus importante. Or, les coefficients de détermination

associant la longueur du pied au flottement sont trop petits pour que la prédiction soit significative ($r^2 = 0,01$ et $0,17$, tableau 3.7).

Le valgus/varus au genou se trouve à être très faiblement corrélé au débattement du flottement à gauche ($r^2 = 0,23$) et à la position moyenne du genou du côté droit ($r^2 = 0,25$). Ces résultats ne sont pas aussi satisfaisants des deux côtés : la corrélation avec le flottement à droite est de $0,02$ et celle entre le valgus/varus au genou et la position moyenne du genou gauche est nulle ($r^2 = 0,00$). Ces résultats divergents, de pair avec la force des corrélations présentées, mènent à croire que l'alignement des segments constituant le genou ne joue qu'un très faible rôle dans la détermination de la position moyenne du genou, de son débattement latéral et de l'utilisation du flottement angulaire. Il faudra néanmoins reconduire ces analyses avec les données caractérisant la trajectoire du genou dans le plan frontal, ce qui pourrait dévoiler de nouvelles informations des plus pertinentes.

La hauteur trochantérienne devrait typiquement mesurer 53 % de la taille (Winter, 1990). Nos sujets ont donc des membres inférieurs légèrement plus courts ($51,5 \pm 0,9$ %) que ceux ayant servi à établir cette norme. En l'absence de mesures de dispersion sur le kinogramme de Winter (1990), l'interprétation de cet écart est nébuleuse. Celui-ci pourrait être associé à l'erreur de mesure ou à la variation de l'échantillon sélectionné.

Comme dans toutes les collectes de données associées à l'être humain, certaines sources d'erreur sont connues et difficilement évitables. Ainsi, les erreurs de marquage de la peau sont les plus influentes, de même que le mouvement de la peau marquée au moment de la numérisation, les mouvements du sujet (si petits soient-ils) et la pression appliquée par la pointe de l'instrument de mesure sur les tissus mous.

Le fait de surélever le gabarit du sol améliore l'ergonomie du montage pour le chercheur. Comme tous les points numérisés sont situés sur la moitié inférieure du corps, cette élévation offre au chercheur la possibilité d'adopter une posture debout, posture plus normale et plus stable. Le potentiel d'erreur dû à la fatigue ou à l'instabilité de la position accroupie s'en trouve donc réduit, de même que le temps pendant lequel le sujet se trouve encastré dans le gabarit.

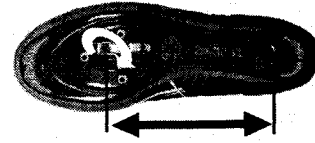


Figure 4.8: Les points-pivots du pied lorsqu'il est attaché à la pédale. Le flottement, représenté par la flèche blanche, n'est pas beaucoup influencé par la longueur du bras de levier effectif, la longueur du pied.

L'échantillon ($n = 13$) n'est pas assez volumineux pour considérer que les données sont distribuées normalement. Ainsi, il est possible que les sujets aient été, par hasard, à une extrémité de la population cible, générant un phénomène statistiquement inexplicable. Pour être capable d'observer avec confiance une différence entre deux moyennes équivalente à l'écart-type de ces distributions, avec $\alpha = 0,05$, le nombre de sujets requis est d'au moins 30. La taille de l'échantillon de cette étude permet d'établir une différence significative entre deux moyennes correspondant à deux écart-types.

Chapitre 5

CONCLUSION

L'étude présentée avait pour but d'observer le flottement réellement disponible aux cyclistes de route, de déterminer son effet sur la cinématique du membre inférieur et de vérifier l'influence d'autres paramètres sur l'utilisation du flottement et la cinématique. Un tapis roulant pour vélo a été utilisé pour mener à bien un devis à mesures répétées où les participants pédalaient dans huit conditions expérimentales. Les résultats obtenus suggèrent que :

1. la présence de flottement n'a pas d'influence sur la position horizontale moyenne du genou ou sur son débattement latéral ;
2. ni la cadence, la puissance fournie par l'athlète ou la hauteur de selle n'a d'influence significative sur ces deux mêmes paramètres et ;
3. le flottement angulaire est influencé non-significativement par des variations de puissance ($p = 0,06$) ou de cadence ($p = 0,11$).

Ces résultats répondent aux questions posées dans le cadre de ce projet. Voici donc d'autres points à retenir de cette recherche sur la biomécanique cycliste.

L'innovation majeure du projet réside dans le développement et l'utilisation d'un nouvel outil de mesure du flottement angulaire. Ses principales qualités sont de s'intégrer à la situation réelle sans l'altérer et d'être transportable au besoin, ce qui ouvre la porte à l'expérimentation *in-situ*.

Ces observations ont toutes été faites en situation contrôlée, menant à une utilisation relativement faible du flottement. Une recherche future doit impérativement observer l'utilisation du flottement dans d'autres situations tel que le sprint, la montée ou la position contre-la-montre. Ce genre de recherche pourrait mener à une optimisation du flottement offert aux différents styles de pratique, facilitant le dégagement en cas d'urgence tout en allégeant les contraintes au genou.

Dans la même lignée, l'ajustement de la position et de l'orientation de la cale par rapport au soulier est un sujet qui n'est qu'effleuré dans cette recherche. L'appareil de positionnement angulaire des cales améliore l'ajustement d'un des trois paramètres d'ajustement de la cale. La rotation étant maintenant réglable en toute confiance, quelques améliorations restent à porter à cet instrument pour pouvoir quantifier les positions antéro-postérieure et médio-latérale, permettant ultimement de déplacer consciemment et précisément une cale. Un tel outil permettrait de décrire l'effet de la position de la cale sur l'utilisation du flottement ou tout autre paramètre biomécanique jugé pertinent. Cet outil répond également à un besoin flagrant des marchands et des utilisateurs de pédales automatiques qui optimisent ces variables selon la méthode «essai-erreur».

La cinématique du genou tel qu'observé dans la recherche actuelle n'est pas influencée par une variation de puissance, de cadence ou de hauteur de selle. Une comparaison qualitative des trajectoires observées soulève toutefois des questions quant à la manière dont ces patrons ont été traités car certains sont visuellement distincts mais semblables sur les aspects analysés. Une technique d'analyse plus poussée doit être appliquée sur ces données afin de faire ressortir ces différences et de dévoiler de nouvelles relations entre les paramètres contrôlés et la cinématique du genou dans le plan frontal. La définition commune des trajectoires, la superposition des cycles d'un même essai pour le calcul de moyennes et le choix des moyennes calculées constitueront un second niveau d'analyse.

L'effet de la variable «stabilité du vélo» sur la cinématique est mitigé. Nos résultats se retrouvent près d'autres collectés lors de situations fixes, nos sujets pédalant librement. De ceci émerge le besoin de dédier une étude à l'éclaircissement de cette question. Un devis comparant la cinématique du membre inférieur à l'extérieur, sur un tapis roulant et sur un exerciceur fixe serait des plus constructifs.

Les paramètres anthropométriques examinés ne se sont pas révélés être déterminants de l'utilisation du flottement ou du comportement cinématique du genou. Certaines variables sélectionnées n'ont néanmoins pas été mesurées avec toute l'exactitude voulue. Par contre, le protocole utilisé permet d'obtenir adéquatement les longueurs et largeurs segmentaires, dimensions qui seront essentielles lors de la modélisation de la situation cycliste. Les suggestions d'un professionnel du pied (podiatre) pourraient devenir bénéfiques dans le développement de cet axe autour du point de transmission de la force du corps au vélo : le pied.

Cette recherche constitue un pas de plus vers la compréhension de la mécanique cycliste avec utilisation de pédales automatiques. Notre vision de la problématique se bute ultimement à une limite externe au domaine du cyclisme : la structure interne du genou et la façon de la modéliser. Il devient essentiel, à moyen ou long terme, de se pencher sur la façon dont les forces sont reçues et transmises entre les multiples structures anatomiques qui constituent le genou. À ce moment, l'impact des variations de mouvements ou de forces dans les situations complexes tel que le cyclisme pourra être déterminé avec plus de précision et les lignes directrices guidant la pratique sécuritaire du cyclisme moderne seront alors mises à jour.

Annexe A

***QUESTIONNAIRE
D'APTITUDE À
L'ACTIVITÉ PHYSIQUE
(Q-AAP)***

Questionnaire sur l'aptitude
à l'activité physique - Q-AAP
(version révisée en 2002)

Q-AAP et VOUS

(Un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans)

L'exercice physique pratiqué d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. D'ailleurs, de plus en plus de gens pratiquent une activité physique de façon régulière. Règle générale, augmenter la pratique sportive n'entraîne pas de risques de santé majeurs. Dans certains cas, il est cependant conseillé de passer un examen médical avant d'entreprendre un programme régulier d'activités physiques. Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé.

Si vous prévoyez modifier vos habitudes de vie pour devenir un peu plus actif(ve), commencez par répondre aux 7 questions qui suivent. Si vous êtes âgé(e) de 15 à 69 ans, le Q-AAP vous indiquera si vous devez ou non consulter un médecin avant d'entreprendre votre nouveau programme d'activités. Si vous avez plus de 69 ans et ne participez pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, vous devriez consulter votre médecin avant d'entreprendre ces activités.

Lisez attentivement et répondez honnêtement à chacune des questions suivantes. Le simple bon sens sera votre meilleur guide pour répondre correctement à ces questions. Cochez OUI ou NON.

OUI	NON	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque et que vous ne deviez participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires (par exemple, au dos, au genou ou à la hanche) qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Connaissez-vous une autre raison pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique?

Si vous
avez
répondu

OUI à une ou plusieurs questions

Consultez votre médecin AVANT d'augmenter votre niveau de participation à une activité physique et AVANT de faire évaluer votre condition physique. Dites à votre médecin que vous avez complété le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique et expliquez-lui précisément à quelles questions vous avez répondu «OUI».

- Il se peut que vous n'ayez aucune contre-indication à l'activité physique dans la mesure où vous y allez lentement et progressivement. Par ailleurs, il est possible que vous ne puissiez faire que certains types d'efforts adaptés à votre état de santé. Indiquez à votre médecin le type d'activité physique que vous comptez faire et suivez ses recommandations.
- Informez-vous quant aux programmes d'activités spécialisés les mieux adaptés à vos besoins, offerts dans votre localité.

NON à toutes ces questions

Si, en toute honnêteté, vous avez répondu «NON» à toutes les questions du Q-AAP, vous êtes dans une certaine mesure, assuré(e) que :

- vous pouvez augmenter votre pratique régulière d'activités physiques en commençant lentement et en augmentant progressivement l'intensité des activités pratiquées. C'est le moyen le plus simple et le plus sécuritaire d'y arriver.
- vous pouvez faire évaluer votre condition physique. C'est le meilleur moyen de connaître votre niveau de condition physique de base afin de mieux planifier votre participation à un programme d'activités physiques.

REMETTRE À PLUS TARD L'AUGMENTATION DE VOTRE PARTICIPATION ACTIVE :

- si vous souffrez présentement de fièvre, d'une grippe ou d'une autre affection passagère, attendez d'être remis(e); ou
- si vous êtes enceinte ou croyez l'être, consultez votre médecin avant de modifier votre niveau de pratique sportive régulière.

Vous devez noter que si votre état de santé se trouve modifié de sorte que vous deviez répondre «OUI» à l'une ou l'autre des questions précédentes, consultez un professionnel de la santé ou de la condition physique, afin de déterminer s'il vous faut modifier votre programme d'activités.

Formulaire de consentement du Q-AAP : La Société canadienne de physiologie de l'exercice, Santé Canada et ses représentants n'assument aucune responsabilité vis-à-vis des accidents qui pourraient survenir lors de l'activité physique. Si, après avoir complété le questionnaire ci-dessus, un doute persiste quant à votre aptitude à faire une activité physique, consultez votre médecin avant de vous y engager.

Toute modification est interdite. Nous vous encourageons à copier le Q-AAP dans sa totalité.

Dans la mesure où le Q-AAP est administré avant que la personne ne s'engage dans un programme d'activités ou qu'elle fasse évaluer sa condition physique, la section suivante constitue un document ayant une valeur légale et administrative.

«Je sous-signé(e) affirme avoir lu, compris et complété le questionnaire et avoir reçu une réponse satisfaisante à chacune de mes questions.»

NOM _____

SIGNATURE _____

DATE _____

SIGNATURE D'UN PARENT
ou TUTEUR (pour les mineurs) _____

TÉMOIN _____

N.B. — Cette autorisation de faire de l'activité physique est valide pour une période maximale de 12 mois à compter du moment où le questionnaire est rempli. Elle n'est plus valide si votre état de santé change de telle sorte que vous répondiez «OUI» à l'une des sept questions.



© Société canadienne de physiologie de l'exercice

Avec l'appui de :



Santé
Canada

Health
Canada

suite au verso...

Annexe B

***QUESTIONNAIRE
D'EXPÉRIENCE CYCLISTE***



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE

Titre du projet: Influence des degrés de liberté d'ajustement des pédales automatiques et des cales sur l'efficacité de pédalage et sur l'incidence de blessures par sollicitation abusive en cyclisme

QUESTIONNAIRE ÉTABLISSANT L'EXPÉRIENCE DU CYCLISTE

Nom : _____ date de naissance : _____ aa/mm/jj
 date d'évaluation : _____
 ID : _____
 Taille des chaussures de vélo : _____
 taille : _____ m
 masse : _____ kg

Utilisez-vous des pédales automatiques Look™? oui ☐ non ☐
 cales rouges ☐
 cales noires ☐

Depuis combien d'années faites-vous du vélo sérieusement? _____
 Combien d'heures par semaine consacrez-vous au cyclisme? _____

Environ combien de km avez-vous parcouru en 2003? _____
 En 2002? _____

Roulez-vous en peloton ou sur un exerciceur style rouleaux? oui ☐ non ☐

Vous êtes-vous déjà blessé aux membres inférieurs? oui ☐ non ☐
 Si oui, décrivez le plus précisément possible.

Avez-vous une morphologie particulière des membres inférieurs? oui ☐ non ☐
 Si oui, décrivez la le plus précisément possible.

Comment avez-vous ajusté votre vélo?

essai/erreur personnel
 un professionnel
 calcul mathématique
 autre, précisez :

☐
☐
☐
☐

Annexe C

***DONNÉES DE
VALIDATION DE LA
MÉTHODE FARO***

ID	largeur pelvienne		vv genou g		vv genou d		vv cheville g		vv cheville d		app g		app d		inter acetabulum	
1	20.93	20.84	0.95	1.16	-0.36	-1.59	-7.04	-7.65	3.78	-1.18	-0.87	1.04	3.53	6.13	18.43	18.45
2	22.62	22.51	-5.19	-6.01	4.83	6.79	5.66	9.48	-5.20	-8.90	-7.28	-3.59	-5.42	-4.15	18.13	18.15
3	22.03	22.95	-2.36	0.09	1.82	2.43	4.32	-2.84	-4.53	-9.95	-1.39	-2.15	5.66	2.68	18.23	18.07
4	25.93	25.43	-2.09	-2.02	-1.98	-1.49	10.31	13.26	-6.22	-7.56	1.33	5.41	8.01	9.00	17.53	17.62
5	24.40	23.14	6.05	6.05	-1.51	-3.34	7.98	7.24	-4.79	-8.07	7.28	7.52	5.06	5.08	17.81	18.03
6	25.38	25.23	-3.28	-2.24	1.28	-1.00	15.05	9.19	-14.08	-16.41	6.37	4.73	5.99	3.62	17.63	17.66
\bar{X}	23.55	23.35	-0.99	-0.49	0.68	0.30	6.05	4.78	-5.17	-8.68	0.91	2.16	3.81	3.73	17.96	18.00
SD	1.99	1.74	3.98	4.04	2.52	3.70	7.45	8.15	5.68	4.88	5.40	4.44	4.75	4.44	0.36	0.31
Ttest	0.52		0.33		0.60		0.52		0.00		0.25		0.93		0.52	

ID	h EIAS g		h EIAS d		h tro g		h tro d		H ej		l pied d		l pied g		Q gauche		Q droit	
1	103.06	103.27	101.68	101.67	93.50	95.29	93.48	95.05	83.88	85.01	27.54	27.54	28.08	28.01	4.97	6.46	2.98	6.40
2	93.11	91.95	92.03	90.19	82.83	81.20	83.02	85.42	76.71	80.28	23.65	23.49	23.56	23.64	16.75	15.56	24.31	20.33
3	102.20	101.78	101.34	100.18	91.57	94.36	92.68	95.06	84.50	85.65	25.01	25.04	24.92	25.12	16.74	17.98	21.54	9.57
4	113.40	113.42	112.50	112.66	105.46	106.77	105.17	107.50	96.49	96.00	30.76	30.68	30.33	30.34	10.09	8.25	10.49	5.98
5	105.45	105.95	106.57	105.81	97.22	98.15	96.62	98.27	89.37	88.90	28.84	28.85	28.57	28.59	10.40	16.51	14.14	17.35
6	92.75	92.53	92.03	92.62	85.25	86.53	85.06	86.93	78.83	78.79	26.69	26.47	26.73	26.85	20.64	15.76	15.04	16.88
\bar{X}	101.66	101.48	101.02	100.52	92.64	93.72	92.67	94.70	84.96	85.77	27.08	27.01	27.03	27.09	13.26	13.42	14.75	12.75
SD	7.83	8.21	8.06	8.32	8.22	8.96	8.04	8.04	7.20	6.23	2.57	2.60	2.49	2.43	5.76	4.81	7.67	6.20
Ttest	0.49		0.24		0.13		0.00		0.25		0.15		0.19		0.92		0.45	

Annexe D

DONNÉES INITIALES

	ID		1	2	3	5	6	7	8
			80-12-07	53-12-03	58-02-11	74-10-30	67-11-02	62-09-01	68-02-29
anthropométrie	date de naissance		05-07-11	05-08-18	05-08-23	05-09-06	05-09-08	05-09-13	05-09-15
	date d'évalu.								
	âge		24.6	51.7	47.6	30.9	37.9	43.1	37.6
	taille		171.6	184.9	175.9	171.0	177.1	189.9	174.4
	masse		76.5	79.5	67.5	59.1	70.5	89.5	79.5
	H selle		85.5	91.5	89.8	88.3	92.5	97.7	91.5
	pel wid	med.	25.6	28.2	26.0	22.1	24.0	24.3	26.1
	vv genou g	med.	-1.6	4.1	3.3	-0.4	1.0	2.1	-0.7
	vv genou d	med.	-3.1	-4.9	-5.4	-4.3	-2.9	-0.5	-3.8
	vv cheville g	med.	15.7	-0.8	6.7	9.4	11.2	-5.6	5.5
	vv cheville d	med.	-17.4	-3.9	-8.9	-14.9	-5.2	-5.4	-14.4
	app g	med.	6.9	0.4	5.9	6.2	1.2	6.3	9.2
	app d	med.	2.6	7.1	4.7	6.7	-0.1	5.9	10.1
	inter acetabulum	med.	17.6	17.1	17.5	18.2	17.9	17.8	17.5
	h EIAS g	med.	92.6	102.1	98.7	95.4	98.4	107.1	97.2
	h EIAS d	med.	90.6	102.4	97.2	95.4	97.7	105.4	98.6
	h tro g	med.	84.9	94.4	91.6	87.8	91.9	98.8	89.3
	h tro d	med.	86.6	94.1	92.0	89.1	90.8	97.5	91.2
	H ej	med.	79.1	86.7	83.9	81.7	83.5	90.7	84.4
référence	l pied d	med.	26.5	28.4	26.9	25.5	26.7	29.8	26.6
	l pied g	med.	26.4	28.3	26.5	25.1	26.7	29.6	26.7
	Q gauche	med.	17.9	14.3	18.8	17.0	20.1	1.4	8.1
	Q droit	med.	6.0	5.9	24.4	11.5	18.0	8.5	3.8
	float d (deg)	moy.	7.8	5.2	7.7	3.9	1.7	4.4	7.5
	E		0.5	1.0	1.7	0.9	2.6	2.3	2.3
	float g (deg)	moy.	4.8	5.3	1.7	4.7	1.6	2.6	4.8
	E		0.7	0.7	1.2	1.1	1.2	0.7	1.9
	gen d (mm)	pos. Moy.	133.7	162.6	125.2	105.4	117.1	111.4	107.0
	débat. Moy.		22.2	54.6	30.8	34.5	23.3	26.9	25.7
	gen g (mm)	pos. Moy.	112.7	76.4	111.9	95.4	99.5	102.1	118.6
	débat. Moy.		33.8	61.6	28.9	23.8	19.6	39.9	51.4
	float d (deg)	moy.	4.0	4.3	4.5	3.8	4.1	4.0	4.0
	E		0.3	0.6	1.7	0.6	1.5	1.3	1.3
	float g (deg)	moy.	4.1	4.4	5.3	4.3	3.3	3.3	4.7
	E		0.2	0.4	1.0	0.7	0.5	0.3	0.7
	gen d (mm)	pos. Moy.	127.9	163.6	122.8	107.4	118.1	116.8	111.8
	débat. Moy.		23.2	58.9	37.9	36.1	24.6	31.0	29.9
float off	gen g (mm)	pos. Moy.	112.5	75.3	110.8	97.4	96.9	98.4	124.9
	débat. Moy.		33.8	58.4	31.2	29.4	20.3	35.0	55.2

	ID		9	10	11	12	13	14
			68-12-11	57-08-28	60-12-14	74-09-09	70-11-17	55-08-06
anthropométrie	date de naissance		05-09-16	05-09-20	05-09-26	05-09-29	05-10-03	05-10-05
	date d'évalu.							
	âge		36.8	48.1	44.8	31.1	34.9	50.2
	taille		179.9	175.5	175.4	176.1	175.5	172.8
	masse		88.6	87.7	72.3	65.9	77.7	73.2
	H selle		93.3	88.0	89.3	93.3	91.3	91.0
	pel wid	med.	24.5	26.4	22.3	23.9	26.5	24.1
	vv genou g	med.	1.9	3.4	-2.1	-0.1	1.7	-0.7
	vv genou d	med.	-4.6	-5.2	-1.6	-2.3	0.3	-1.8
	vv cheville g	med.	9.5	1.3	16.8	6.5	6.8	15.0
	vv cheville d	med.	-9.5	-6.8	-23.3	-5.3	-7.9	-15.5
	app g	med.	6.7	-1.8	3.9	3.7	5.4	4.1
	app d	med.	7.9	1.7	5.6	6.8	4.2	5.4
	inter acetabulum	med.	17.8	17.5	18.2	17.9	17.4	17.9
	h EIAS g	med.	98.1	98.5	97.9	99.9	98.1	100.8
	h EIAS d	med.	97.5	98.5	97.3	99.3	97.8	99.5
	h tro g	med.	91.8	88.1	90.0	92.8	89.3	92.2
	h tro d	med.	93.4	88.9	89.7	92.8	89.4	92.6
	H ej	med.	83.7	82.6	81.9	84.4	82.4	83.2
référence	l pied d	med.	26.3	26.9	26.8	27.0	25.7	25.7
	l pied g	med.	26.3	26.9	26.4	27.1	25.4	26.5
	Q gauche	med.	18.2	5.4	16.4	7.9	1.5	13.4
	Q droit	med.	19.6	8.6	8.2	2.7	6.7	7.2
	float d (deg)	moy.	8.3	2.5	5.9	0.3	5.7	7.9
		E	0.4	0.9	1.3	0.9	0.9	0.8
	float g (deg)	moy.	0.7	4.2	6.1	5.5	3.6	3.9
		E	1.4	0.9	2.0	2.0	0.3	1.0
	gen d (mm)	pos. Moy.	138.1	165.8	105.8	105.2	117.7	136.4
		débat. Moy.	23.9	45.1	39.1	28.9	36.7	37.8
	gen g (mm)	pos. Moy.	130.9	146.8	105.2	109.8	120.8	105.9
		débat. Moy.	23.7	46.3	40.0	32.1	34.2	27.5
float off								
	float d (deg)	moy.	5.4	4.2	4.8	4.0	4.0	5.1
		E	1.1	0.8	0.7	0.6	0.6	0.9
	float g (deg)	moy.	3.8	4.4	4.0	4.7	3.9	3.9
		E	0.7	0.7	0.8	0.6	0.5	0.5
	gen d (mm)	pos. Moy.	135.4	160.4	105.9	110.2	117.6	127.7
		débat. Moy.	22.6	45.6	42.2	28.7	39.8	29.1
	gen g (mm)	pos. Moy.	129.3	138.9	100.0	102.5	120.9	108.8
		débat. Moy.	22.5	42.6	43.9	28.0	40.1	21.5

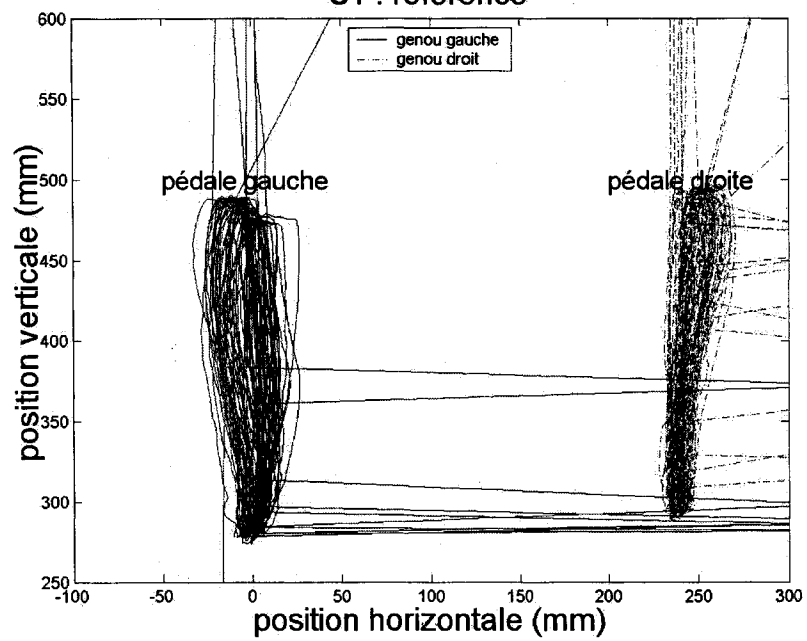
		ID	1	2	3	5	6	7	8	
140 W	280 W	float d (deg)	moy.	7.5	3.7	7.7	4.5	1.9	6.3	5.6
		E	0.8	0.8	0.9	0.6	2.3	2.0	1.7	
		float g (deg)	moy.	5.9	4.7	1.7	7.7	1.1	1.8	3.1
		E	0.7	0.4	1.0	1.4	1.0	0.7	1.0	
		gen d (mm)	pos. Moy.	136.0	164.2	127.3	118.0	101.4	117.5	112.6
		débat. Moy.	25.2	60.6	35.7	36.9	21.0	35.6	29.4	
72 rpm	gen g (mm)	pos. Moy.	115.4	85.4	109.3	90.4	116.7	94.6	126.2	
	débat. Moy.	34.2	62.7	35.6	23.5	15.3	33.5	54.2		
	float d (deg)	moy.	7.6	4.9	7.6	4.8	4.5	4.6	6.7	
	E	0.7	1.4	1.9	1.1	2.8	3.0	2.2		
	float g (deg)	moy.	4.4	6.9	1.3	6.4	0.4	1.4	3.1	
	E	0.7	1.2	1.2	1.5	1.4	1.0	1.9		
107 rpm	gen d (mm)	pos. Moy.	130.5	165.8	119.6	108.3	119.2	114.4	106.8	
	débat. Moy.	21.2	61.1	27.3	38.3	26.9	31.7	34.7		
	gen g (mm)	pos. Moy.	115.4	76.2	111.3	99.7	94.2	97.5	120.0	
	débat. Moy.	31.3	62.3	28.4	28.9	19.0	47.9	51.9		
	float d (deg)	moy.	7.7	5.0	7.6	7.0	2.1	6.0	4.4	
	E	0.5	1.1	1.4	0.6	2.4	2.9	2.4		
selle haute	float g (deg)	moy.	4.9	6.5	1.5	3.7	0.7	1.8	6.4	
	E	0.7	1.1	0.6	1.7	1.3	1.3	3.0		
	gen d (mm)	pos. Moy.	132.5	150.8	116.6	106.5	115.3	119.9	112.7	
	débat. Moy.	20.8	52.3	27.9	41.5	21.2	43.4	41.3		
	gen g (mm)	pos. Moy.	119.3	85.4	107.5	96.3	101.3	97.6	114.8	
	débat. Moy.	29.9	56.4	27.8	33.9	18.9	49.7	60.4		
selle basse	float d (deg)	moy.	8.0	5.2	7.7	2.3	4.5	4.7	5.7	
	E	0.4	1.5	0.9	0.9	2.9	3.1	2.0		
	float g (deg)	moy.	4.1	6.5	1.9	8.0	0.2	2.2	7.0	
	E	0.5	1.2	1.3	1.2	1.0	1.2	0.9		
	gen d (mm)	pos. Moy.	137.4	153.4	127.2	111.8	119.7	113.5	110.8	
	débat. Moy.	23.1	41.2	24.1	47.2	25.3	25.4	31.6		
	selle haute	gen g (mm)	pos. Moy.	117.8	96.9	108.5	91.4	98.9	94.4	124.7
		débat. Moy.	34.2	48.8	19.6	21.5	15.9	40.5	48.4	
		float d (deg)	moy.	7.8	5.1	7.6	4.1	4.7	4.6	5.5
		E	0.5	0.9	1.5	0.7	2.4	2.2	1.2	
		float g (deg)	moy.	5.9	5.3	1.1	7.8	-0.2	1.6	5.4
		E	0.4	0.8	0.7	1.0	0.8	0.7	0.7	
	selle basse	gen d (mm)	pos. Moy.	135.7	157.0	118.1	115.8	118.4	116.5	117.7
		débat. Moy.	23.6	48.8	29.4	41.1	27.4	33.1	29.9	
		gen g (mm)	pos. Moy.	117.4	92.7	114.9	91.6	103.5	100.0	120.9
		débat. Moy.	33.2	57.7	31.2	26.8	18.1	39.9	52.2	
		float d (deg)	moy.	7.8	5.6	7.7	6.0	3.9	4.7	5.2
		E	0.7	1.2	1.3	0.6	3.1	2.4	1.9	
	pot g (deg)	moy.	5.7	7.2	1.1	7.4	0.8	1.9	7.6	
	E	0.4	1.2	0.5	1.1	1.7	0.9	1.6		
	gen d (mm)	pos. Moy.	136.7	153.2	120.3	115.1	121.2	114.7	107.2	
	débat. Moy.	26.4	44.5	25.3	45.4	25.6	30.9	24.5		
	gen g (mm)	pos. Moy.	115.2	87.6	114.5	91.1	102.0	98.7	118.2	
	débat. Moy.	31.1	53.2	25.7	24.6	21.0	37.8	46.1		

		ID	9	10	11	12	13	14
140 W	float d (deg)	moy.	8.3	3.6	8.3	5.5	6.9	8.0
		E	0.3	1.1	0.4	1.2	1.7	0.9
		moy.	3.1	4.8	6.5	5.2	3.0	0.8
		E	1.0	1.1	2.0	1.6	0.5	0.9
		pos. Moy.	135.5	171.4	107.3	118.3	118.2	127.8
		débat. Moy.	24.6	48.5	37.8	26.2	30.2	35.8
	float g (deg)	pos. Moy.	126.6	143.2	98.1	104.6	123.3	117.3
		débat. Moy.	23.5	40.6	39.6	30.0	35.8	29.8
280 W	float d (deg)	moy.	8.3	3.7	5.4	5.1	5.9	8.1
		E	0.6	1.4	1.3	1.8	1.5	1.0
		moy.	3.2	6.4	5.3	6.8	3.7	4.5
		E	2.0	1.8	2.4	2.9	1.1	1.5
		pos. Moy.	132.9	166.7	104.9	102.2	114.1	129.7
		débat. Moy.	23.2	44.1	45.7	28.3	38.8	38.0
	float g (deg)	pos. Moy.	128.1	137.2	105.6	106.2	117.9	108.1
		débat. Moy.	27.7	46.5	41.6	39.0	37.7	21.5
72 rpm	float d (deg)	moy.	8.3	4.3	8.0	3.5	6.2	8.0
		E	0.5	1.0	1.0	1.9	1.6	0.6
		moy.	1.2	6.2	2.0	5.4	3.7	3.0
		E	1.8	1.3	2.2	3.5	0.9	1.1
		pos. Moy.	133.2	163.3	107.0	105.0	116.3	130.9
		débat. Moy.	23.7	46.1	41.4	39.6	42.6	31.7
	float g (deg)	pos. Moy.	127.1	140.4	96.6	98.9	124.5	113.2
		débat. Moy.	23.4	40.3	41.6	37.1	37.1	25.3
107 rpm	float d (deg)	moy.	8.3	2.7	8.2	4.9	7.0	8.4
		E	0.5	1.1	0.5	1.5	1.3	0.7
		moy.	0.3	4.6	6.4	5.4	2.7	1.2
		E	1.6	0.9	1.3	1.8	0.3	1.1
		pos. Moy.	137.7	169.8	113.6	117.3	117.5	131.3
		débat. Moy.	20.9	41.8	32.9	27.0	22.8	31.3
	float g (deg)	pos. Moy.	131.8	151.0	104.5	113.2	119.9	112.1
		débat. Moy.	22.4	50.4	36.7	32.0	25.5	26.0
selle haute	float d (deg)	moy.	8.2	3.8	5.2	5.7	6.2	8.2
		E	0.4	1.3	1.0	1.2	1.3	0.8
		moy.	2.0	5.8	5.5	5.3	2.8	2.4
		E	1.2	1.1	2.0	1.6	0.5	1.3
		pos. Moy.	139.5	165.1	118.0	121.1	117.0	133.8
		débat. Moy.	22.2	48.1	38.4	31.1	40.1	39.5
	float g (deg)	pos. Moy.	131.7	139.6	99.8	109.3	119.5	110.5
		débat. Moy.	23.9	42.5	38.1	32.2	38.1	32.6
selle basse	float d (deg)	moy.	8.3	4.2	5.4	2.6	4.8	8.1
		E	0.5	1.4	1.2	1.6	1.4	0.9
		moy.	2.2	4.3	5.8	7.1	3.8	5.0
		E	1.8	1.4	2.6	2.7	0.9	1.5
		pos. Moy.	131.9	163.4	112.6	105.3	117.1	127.2
		débat. Moy.	23.8	47.2	38.7	24.2	36.1	31.8
	float g (deg)	pos. Moy.	125.9	139.1	98.3	106.6	126.9	115.7
		débat. Moy.	23.2	42.2	35.4	30.1	38.9	24.8

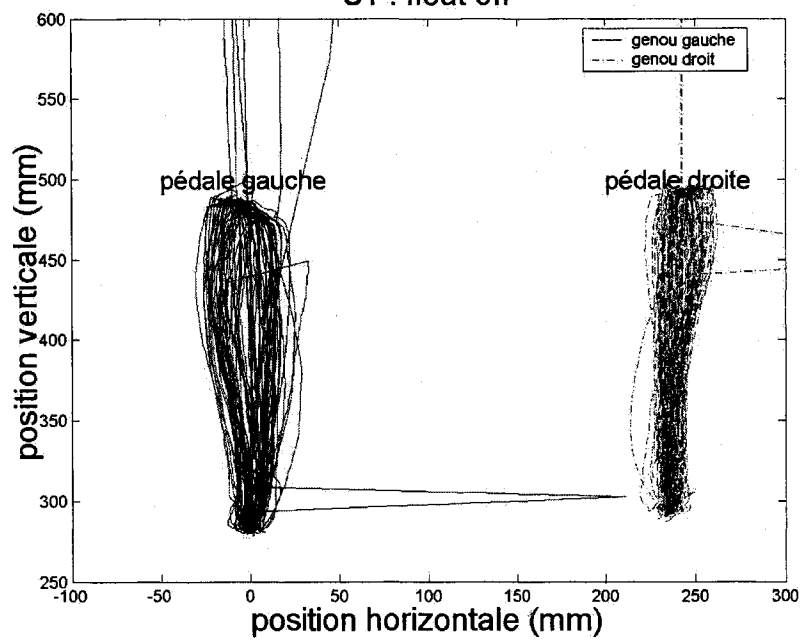
Annexe E

TRAJECTOIRES
FRONTALES DES GENOUX

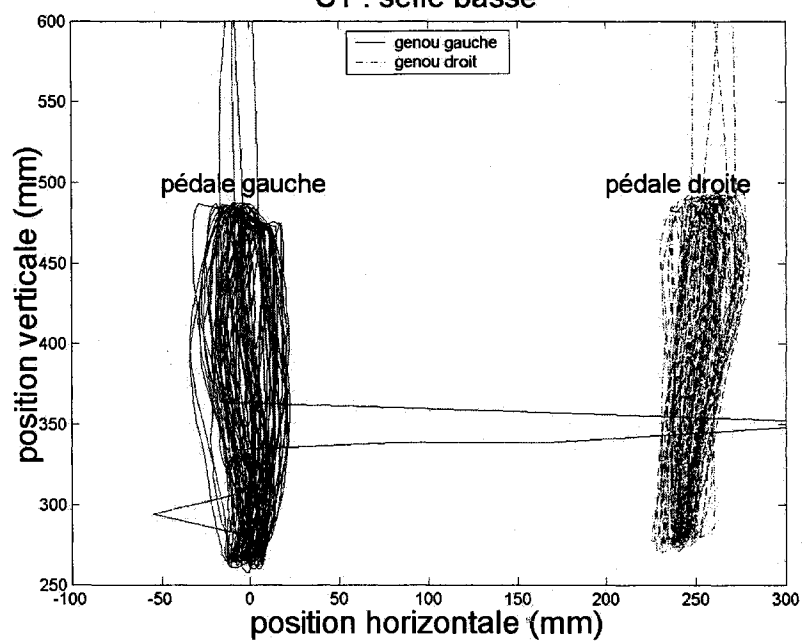
S1 : référence



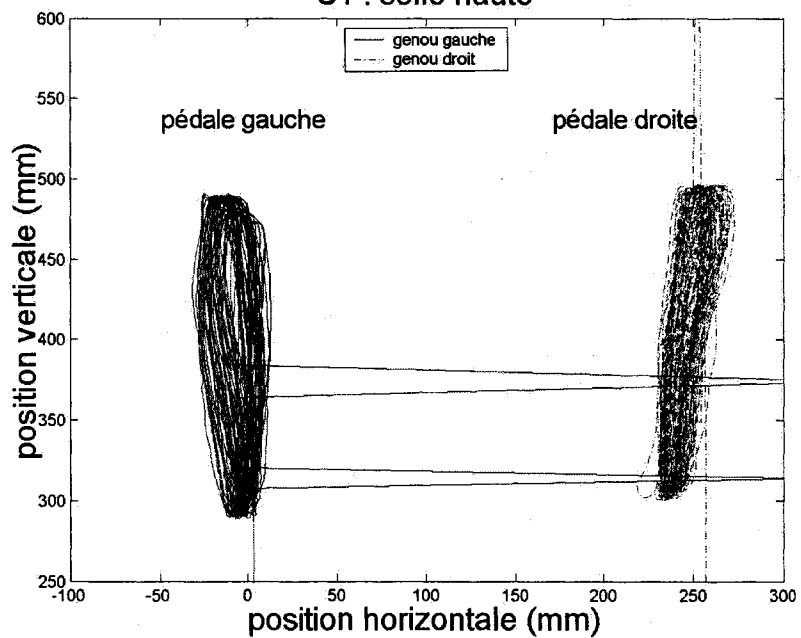
S1 : float off

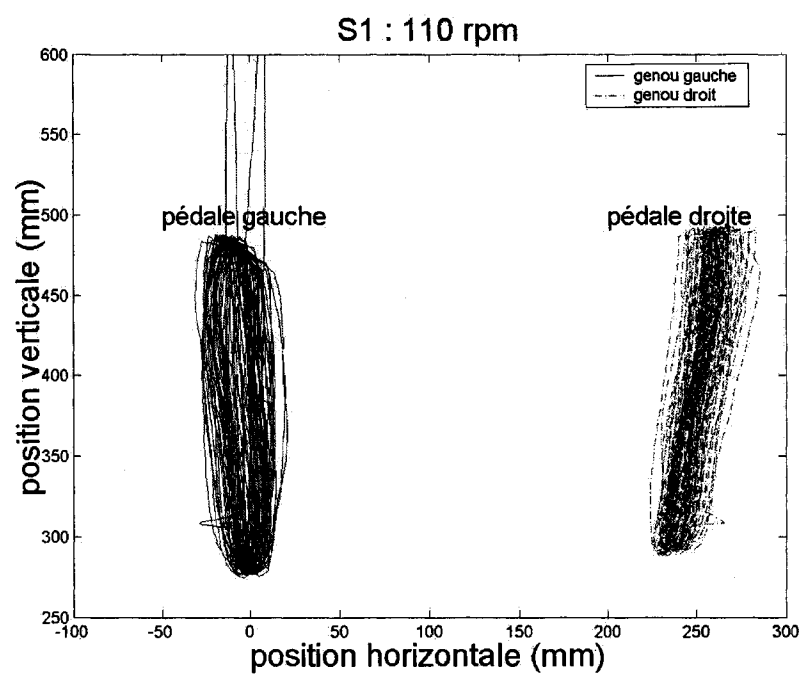
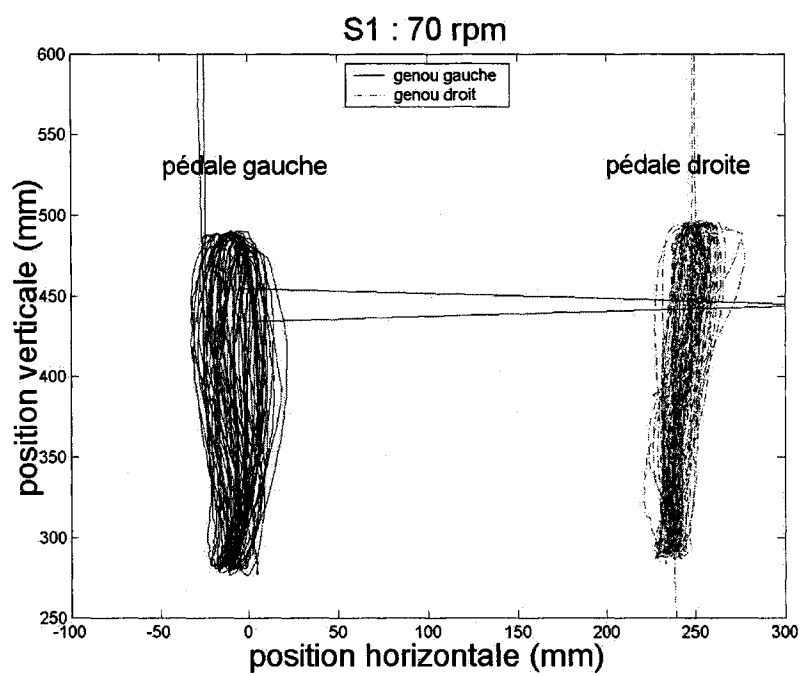


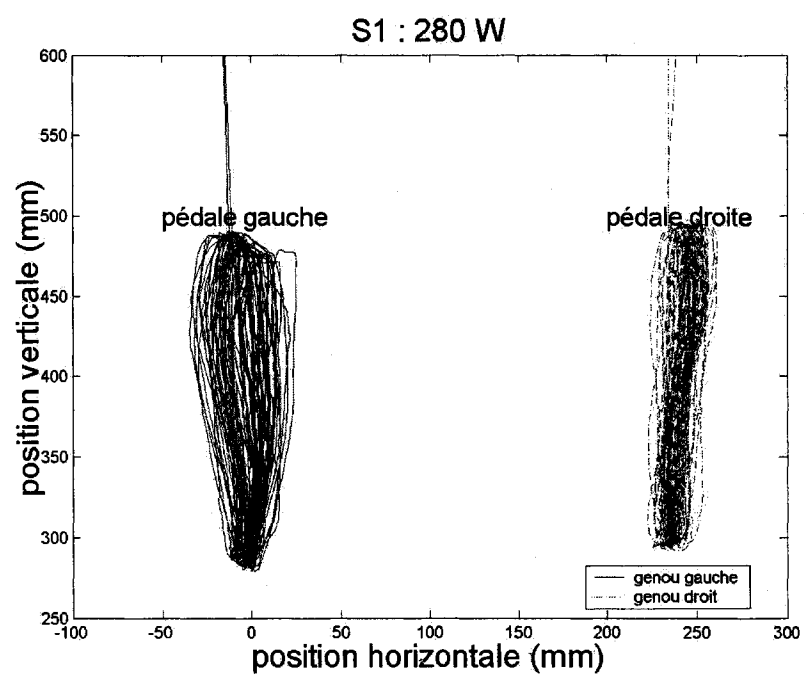
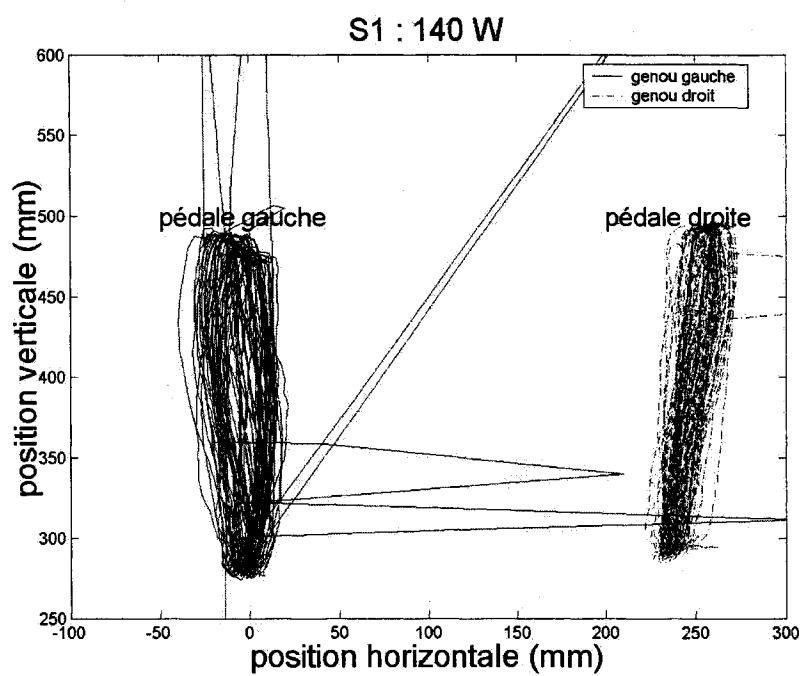
S1 : selle basse



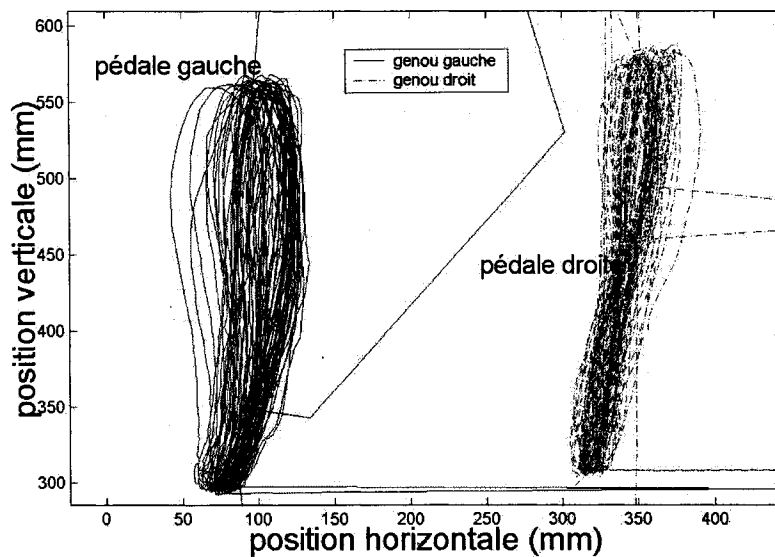
S1 : selle haute



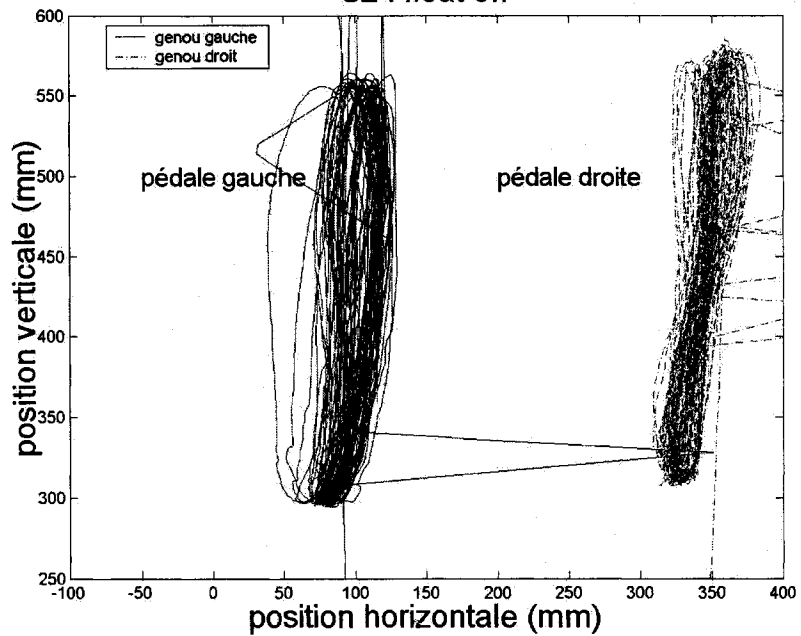




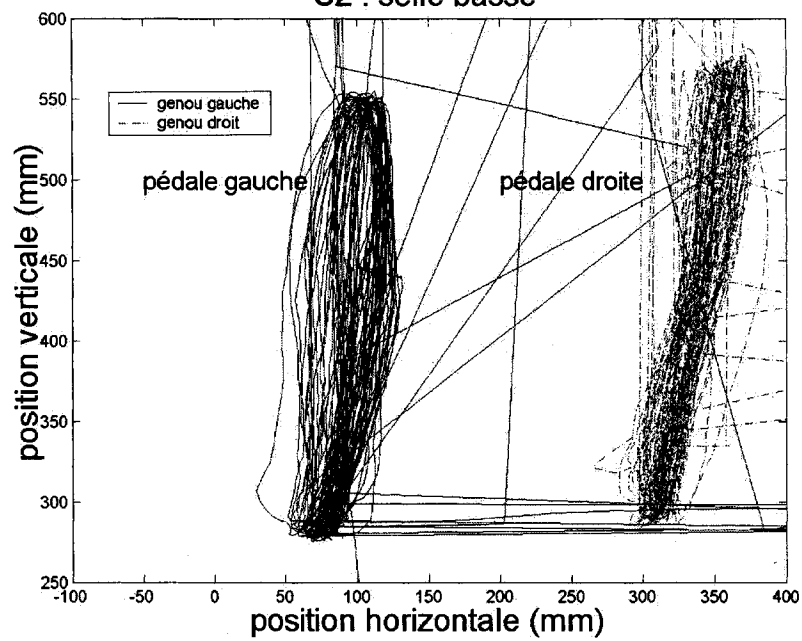
S2 : référence



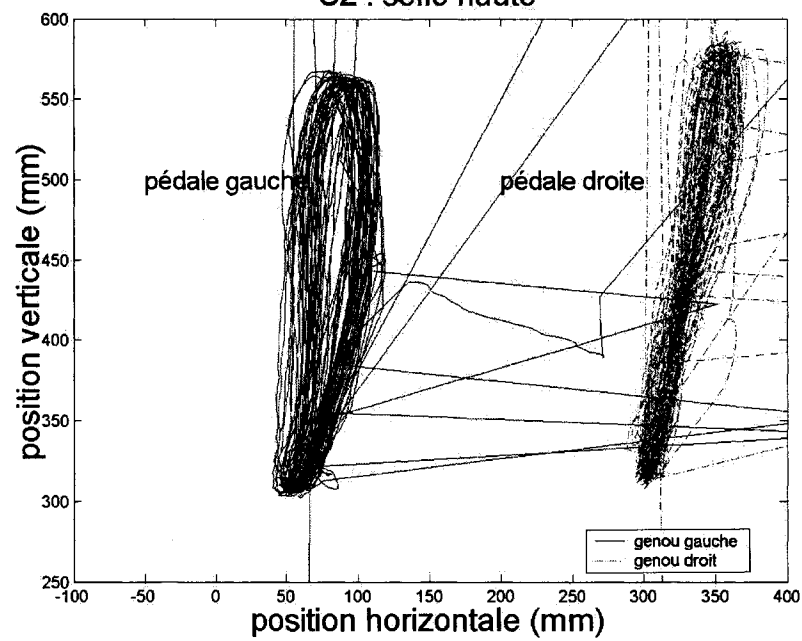
S2 : float off

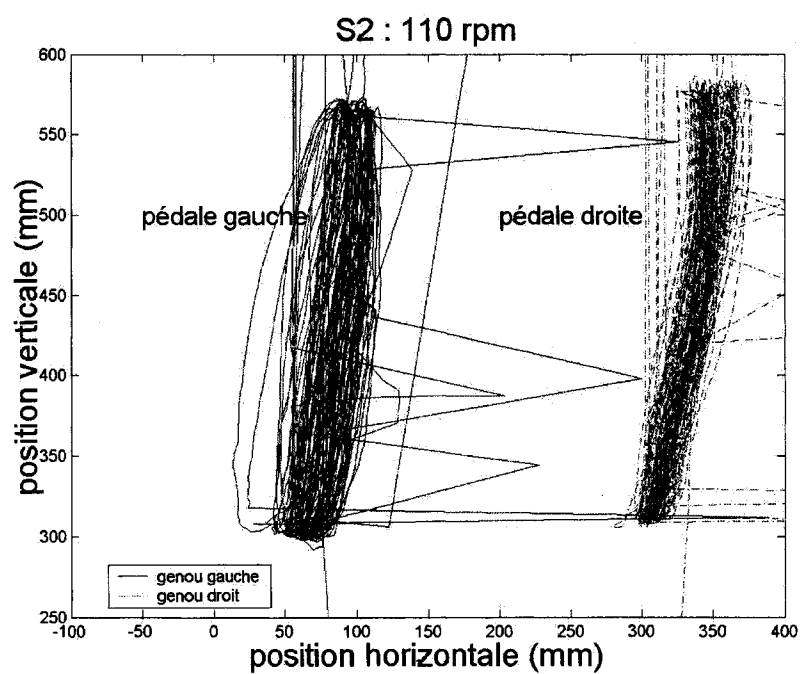
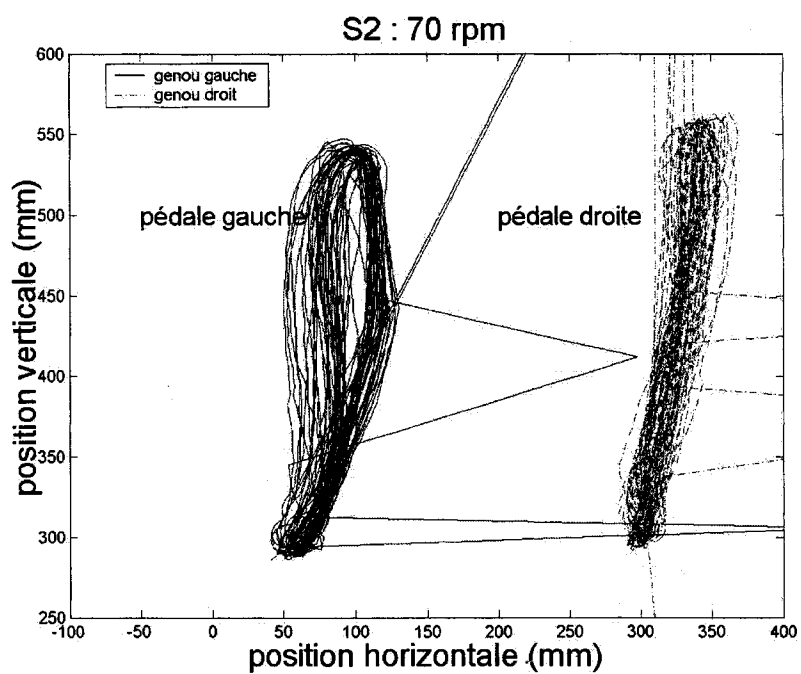


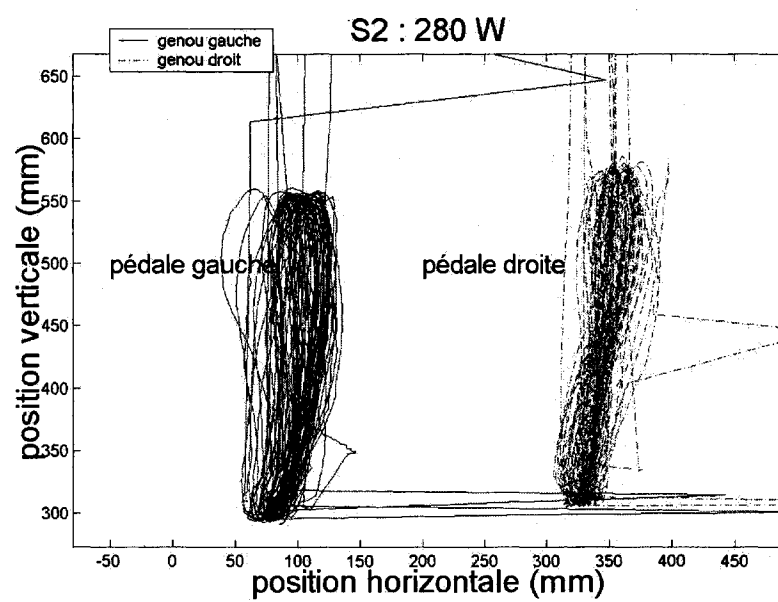
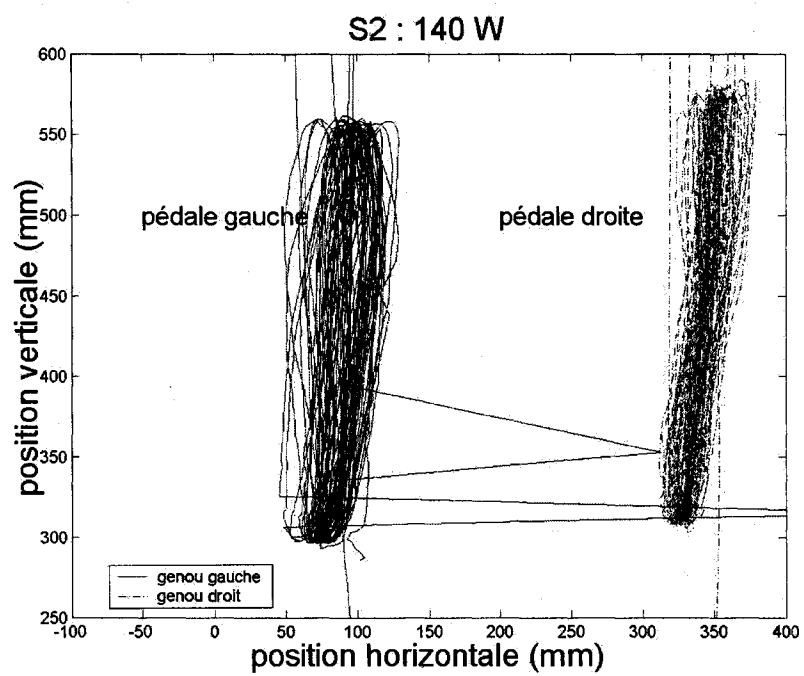
S2 : selle basse



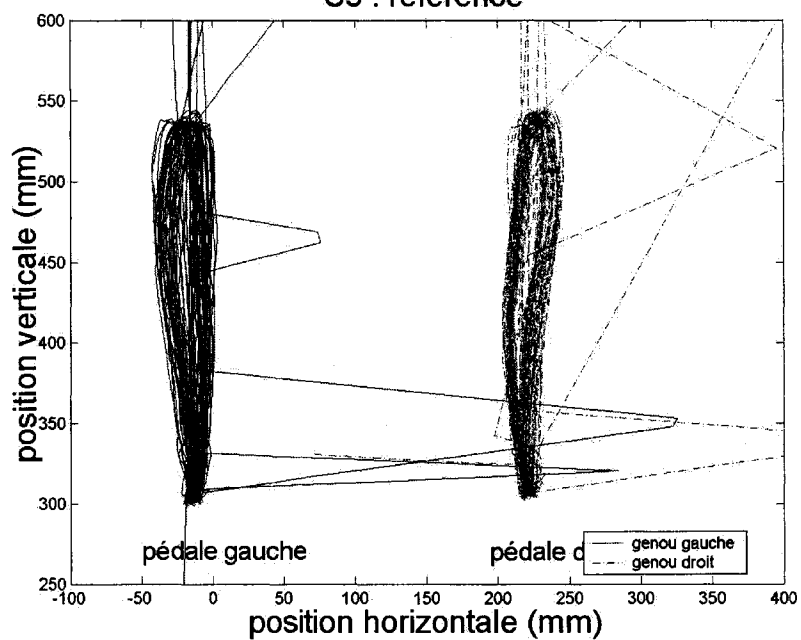
S2 : selle haute



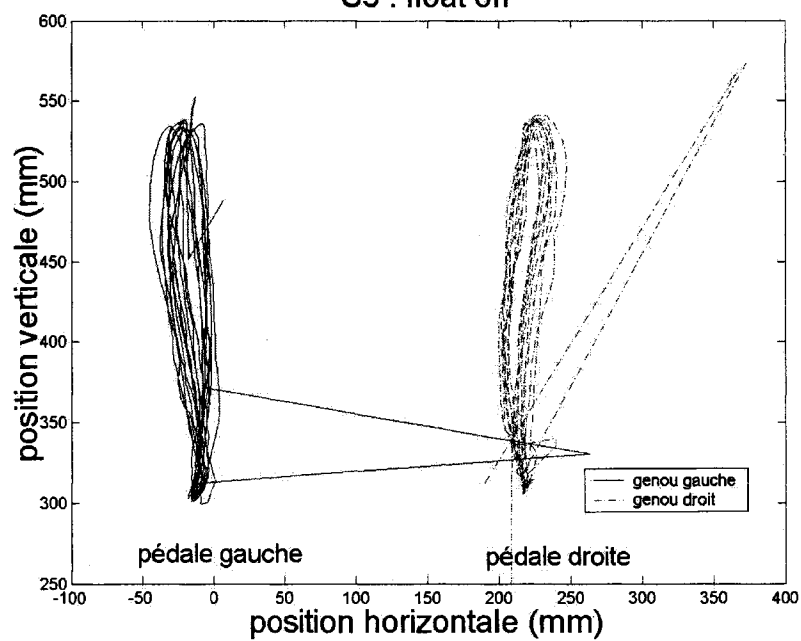




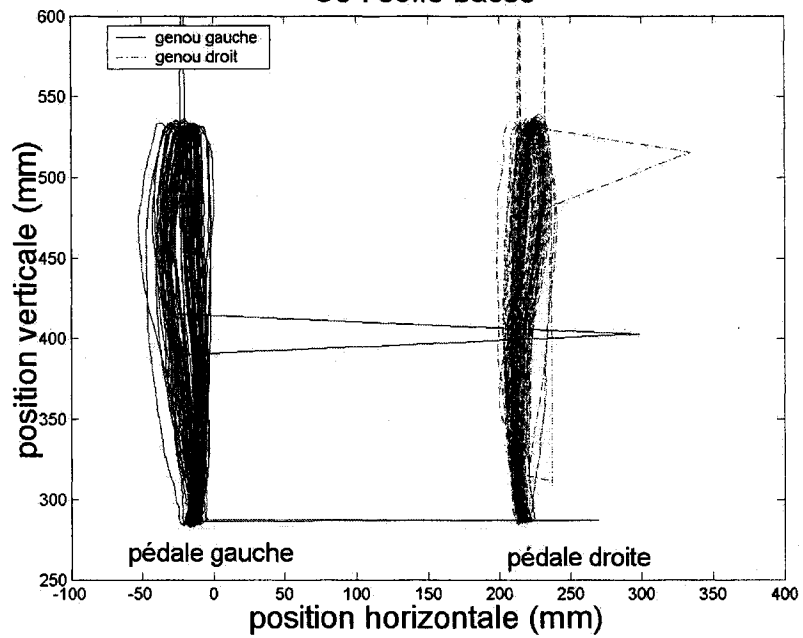
S3 : référence



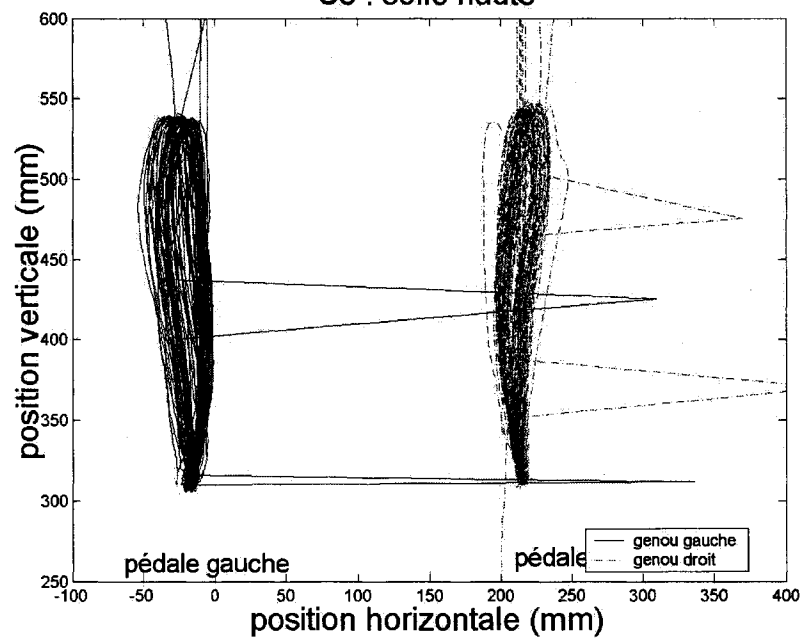
S3 : float off

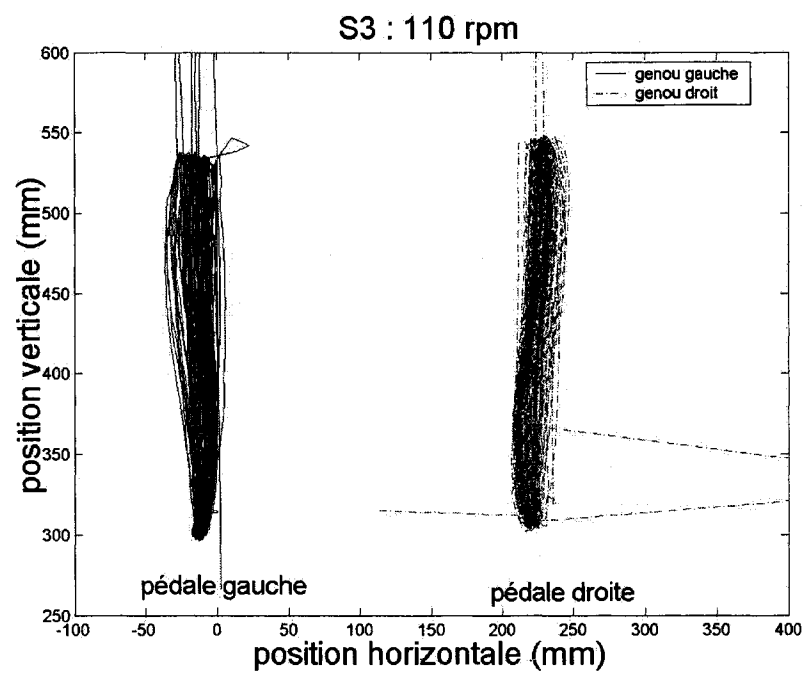
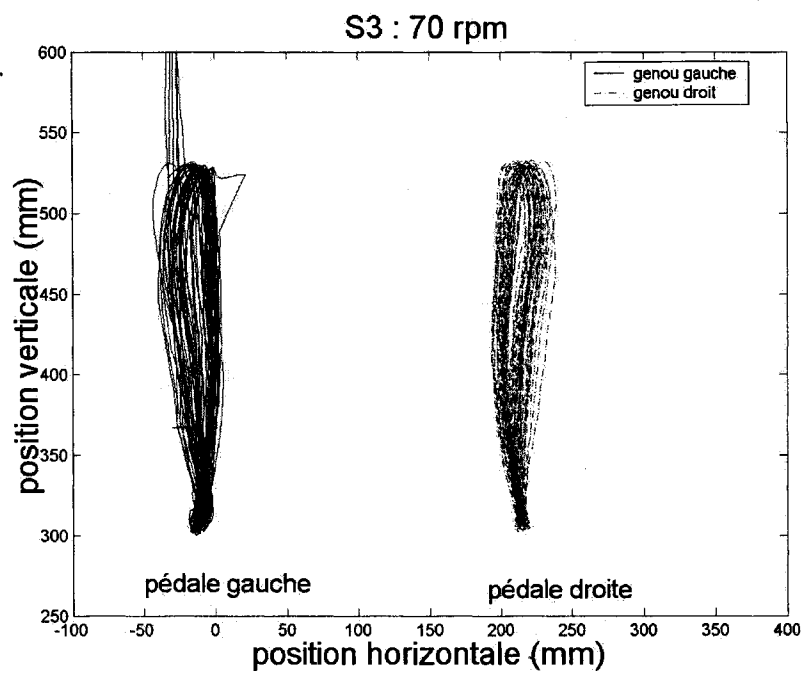


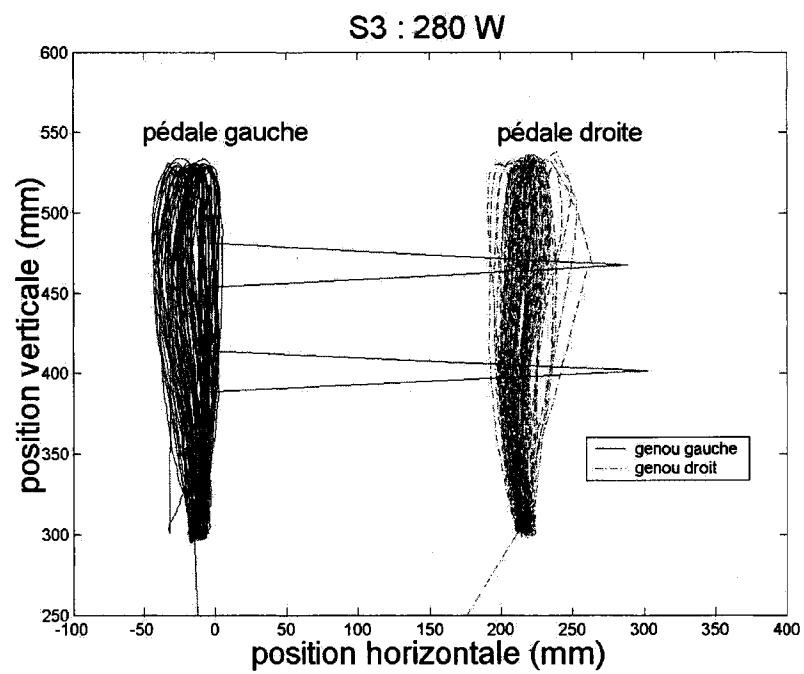
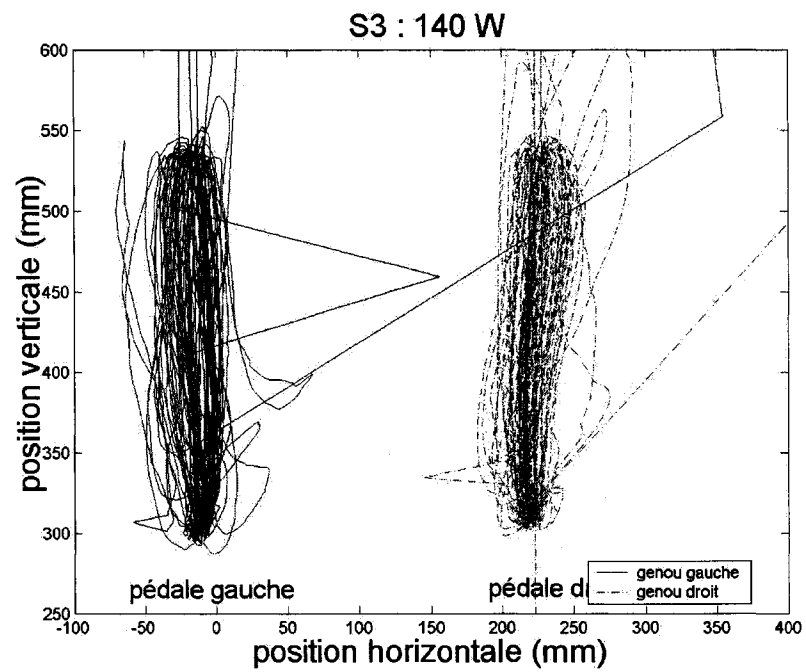
S3 : selle basse



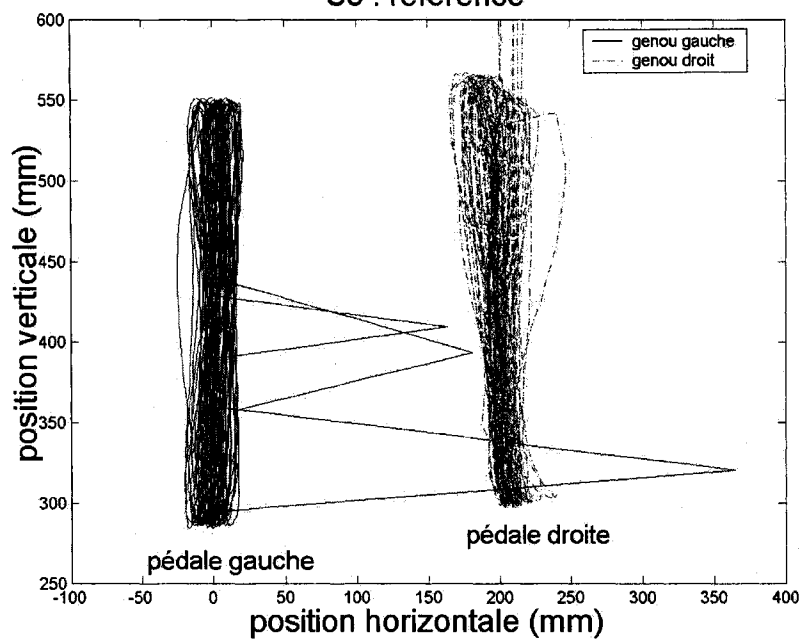
S3 : selle haute



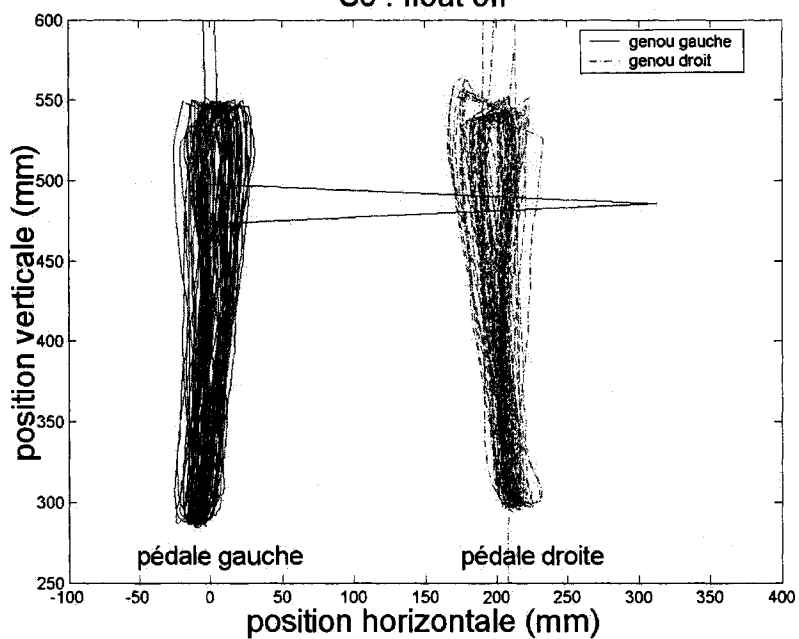




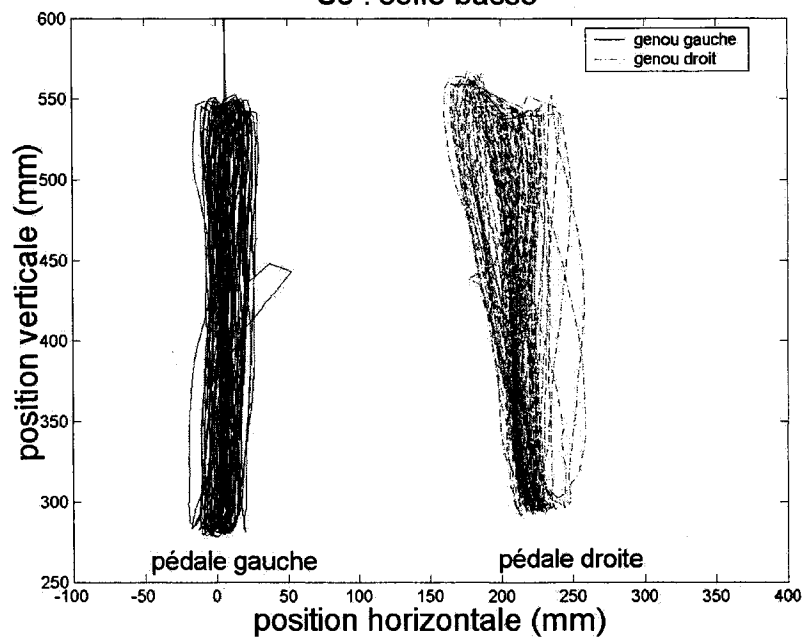
S5 : référence



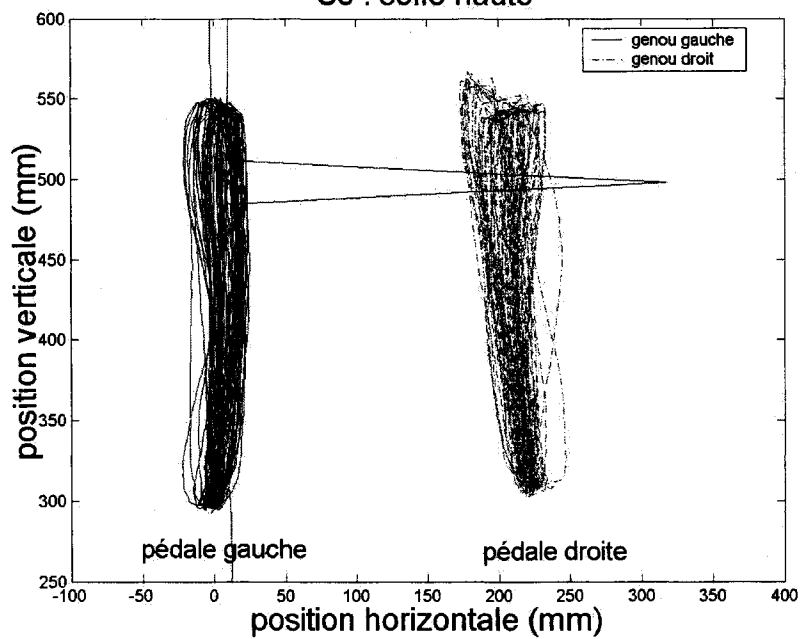
S5 : float off

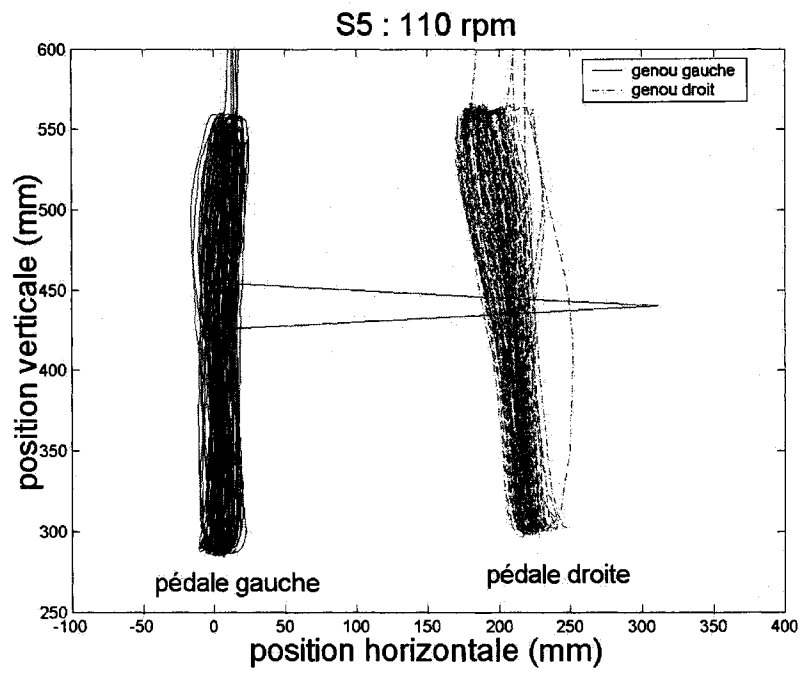
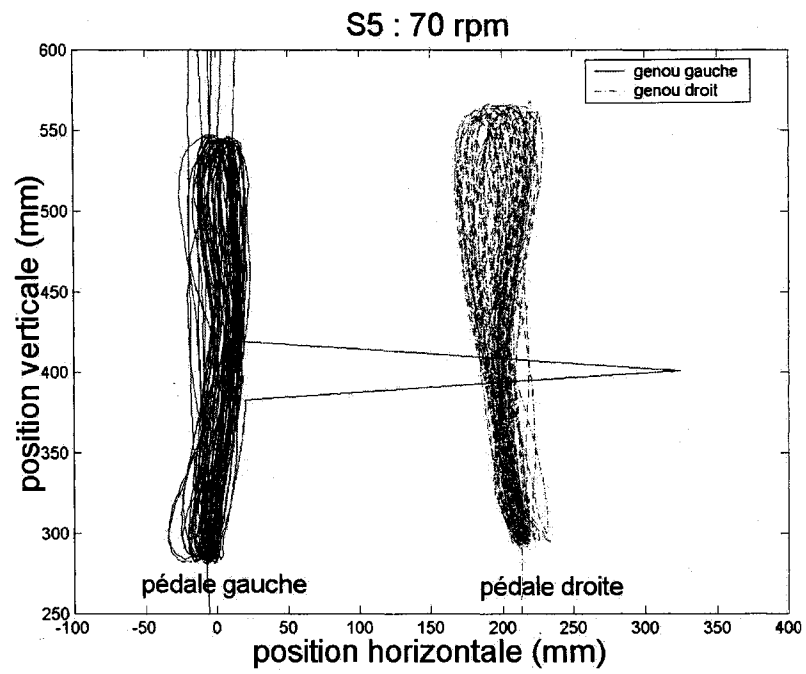


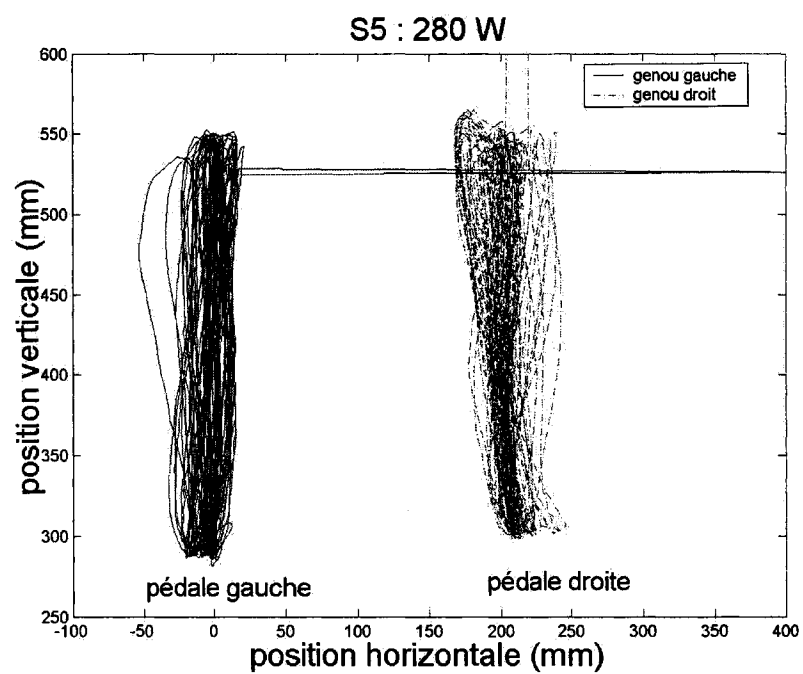
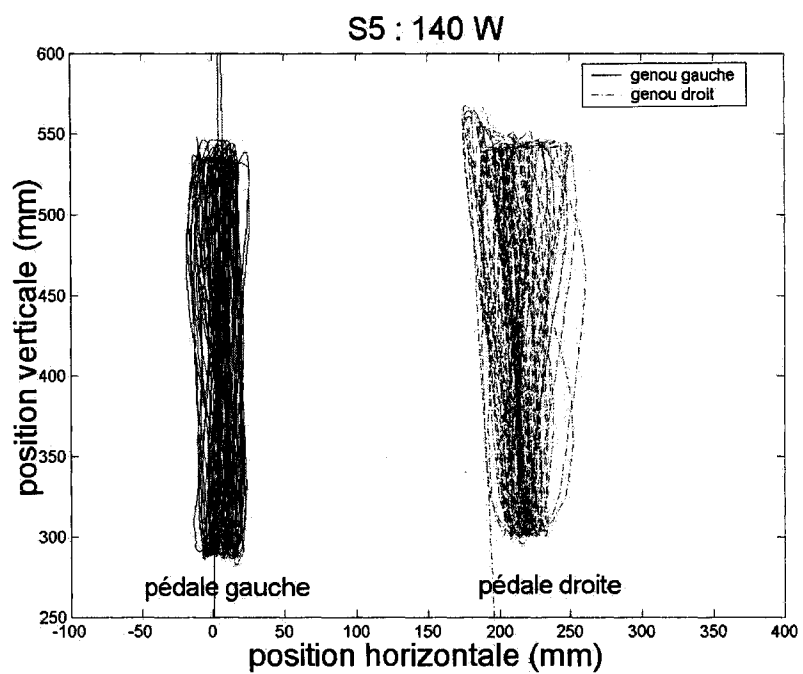
S5 : selle basse



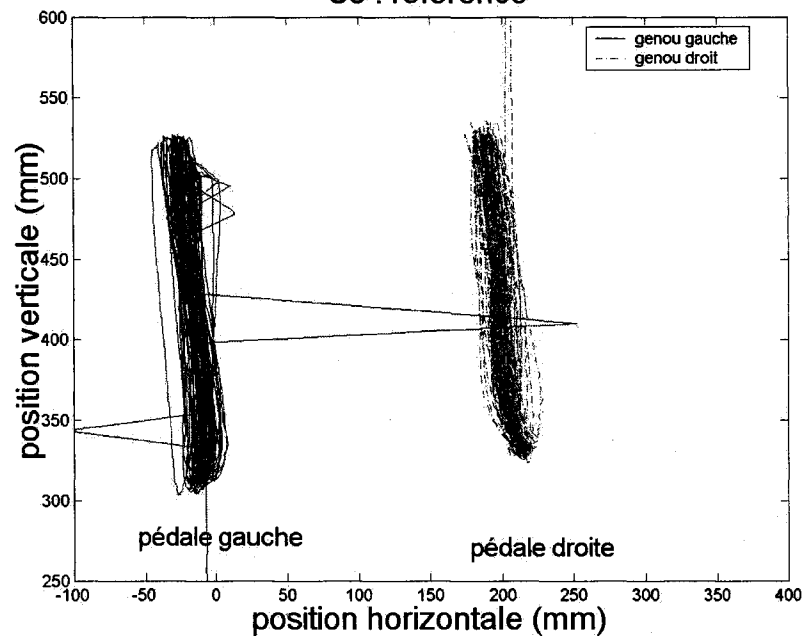
S5 : selle haute



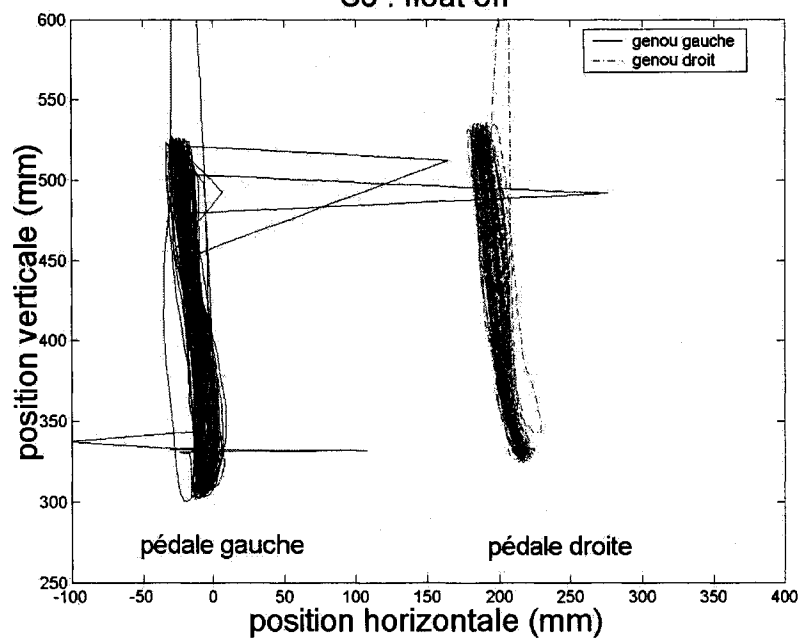




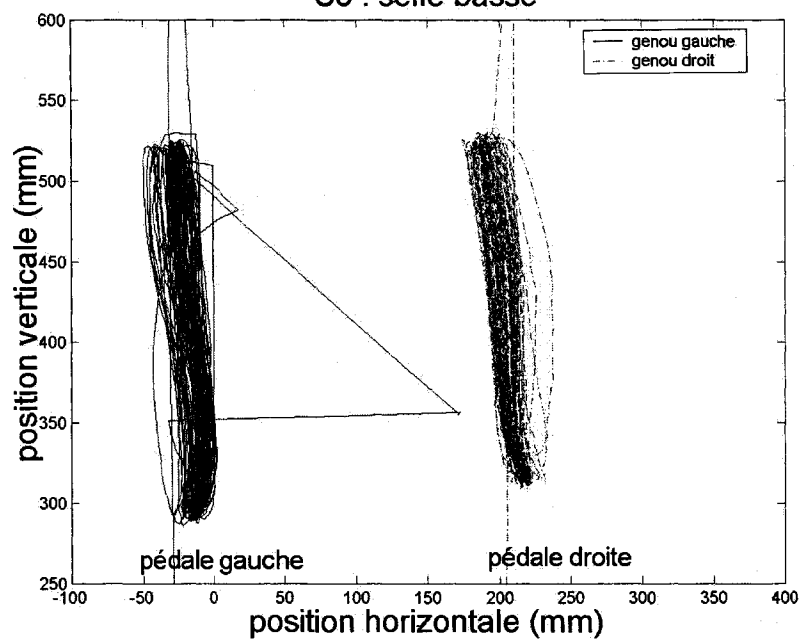
S6 : référence



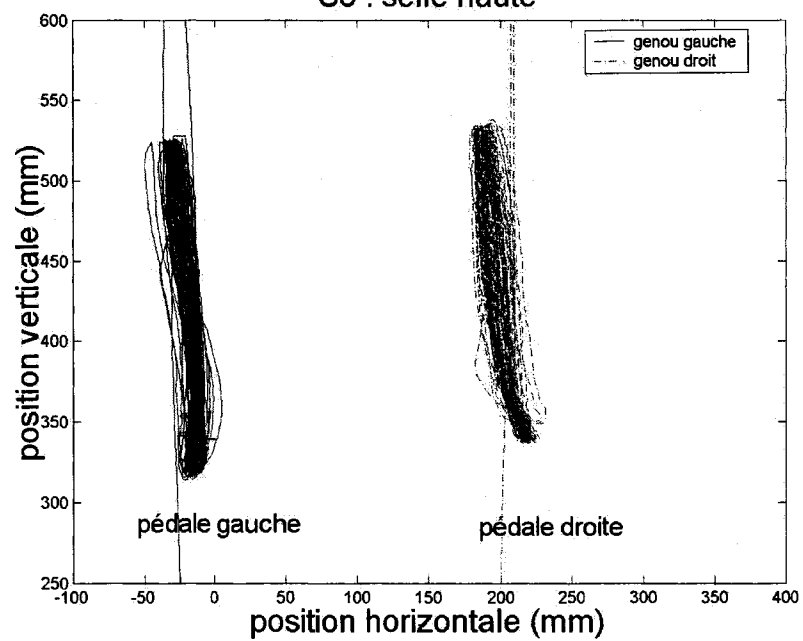
S6 : float off

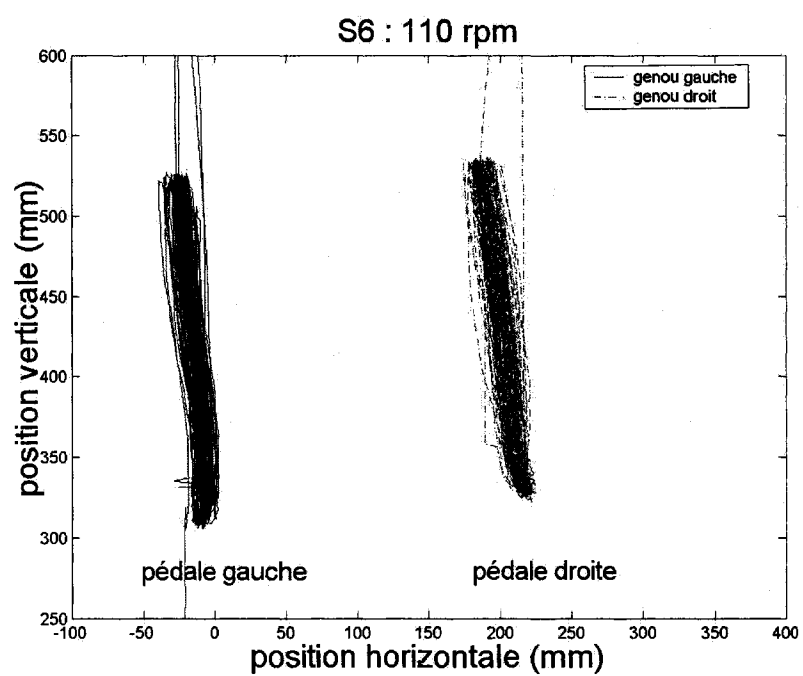
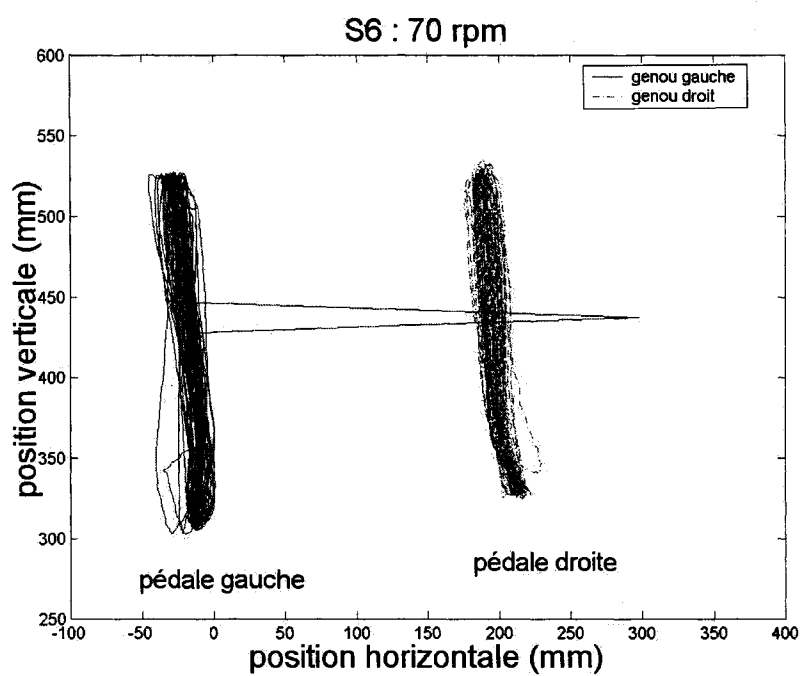


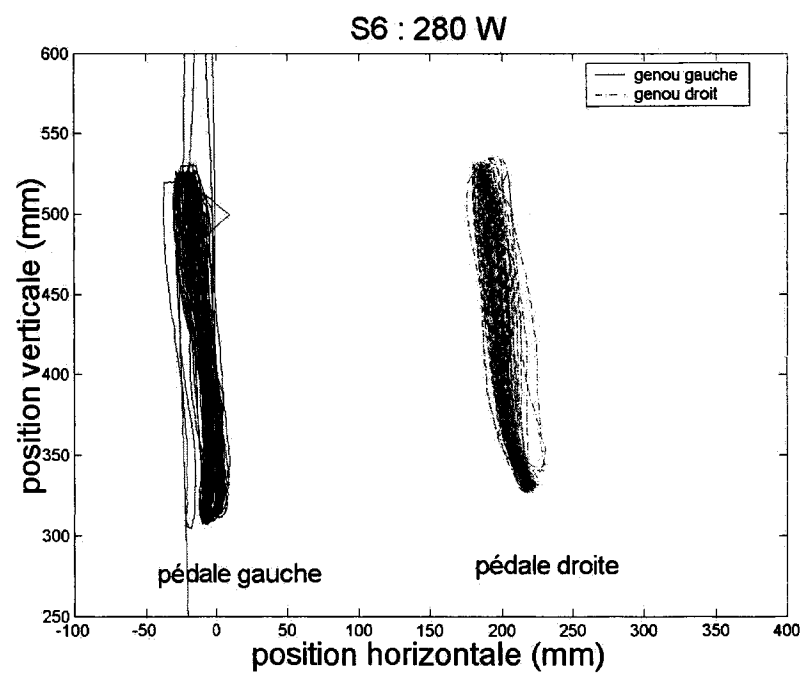
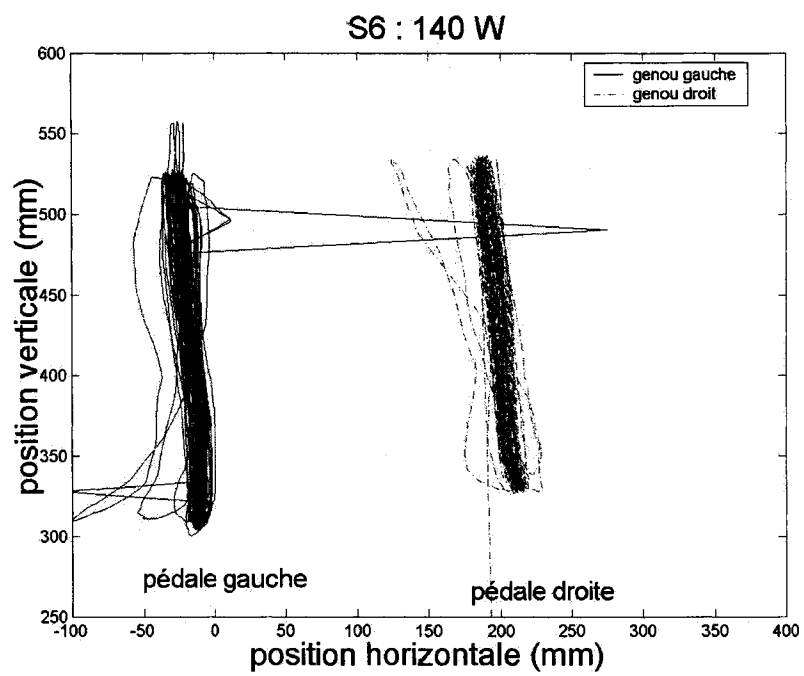
S6 : selle basse



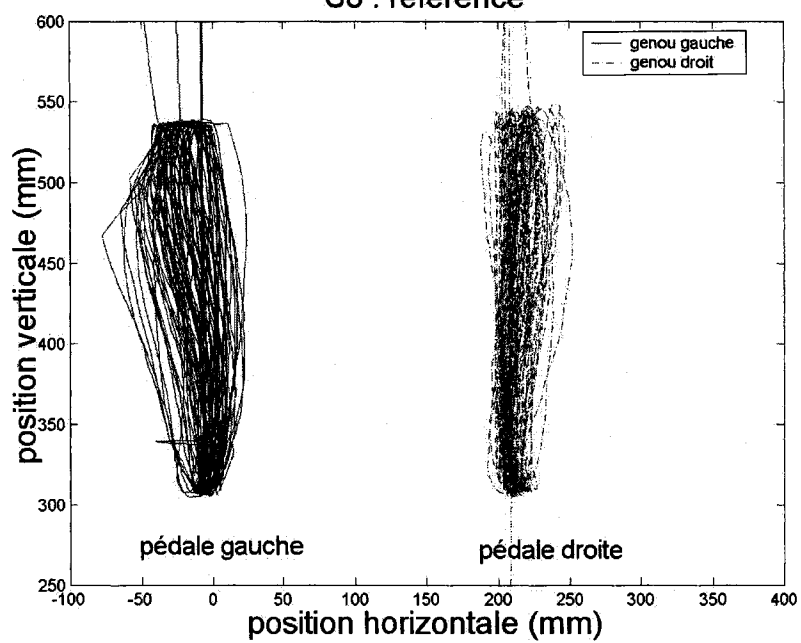
S6 : selle haute



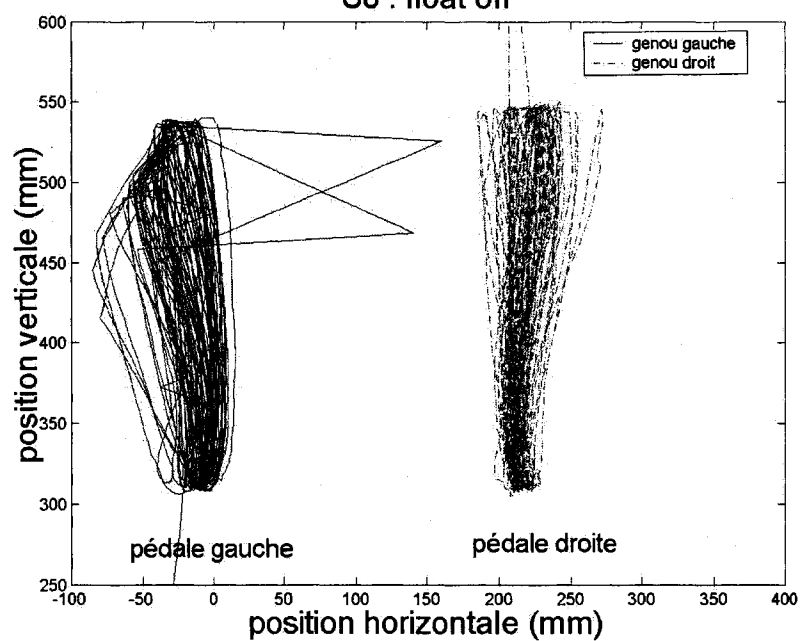




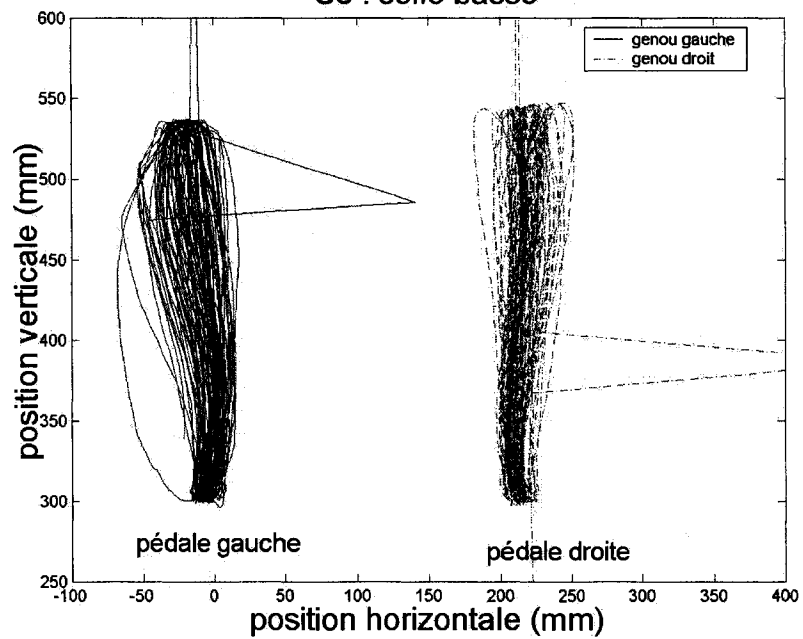
S8 : référence



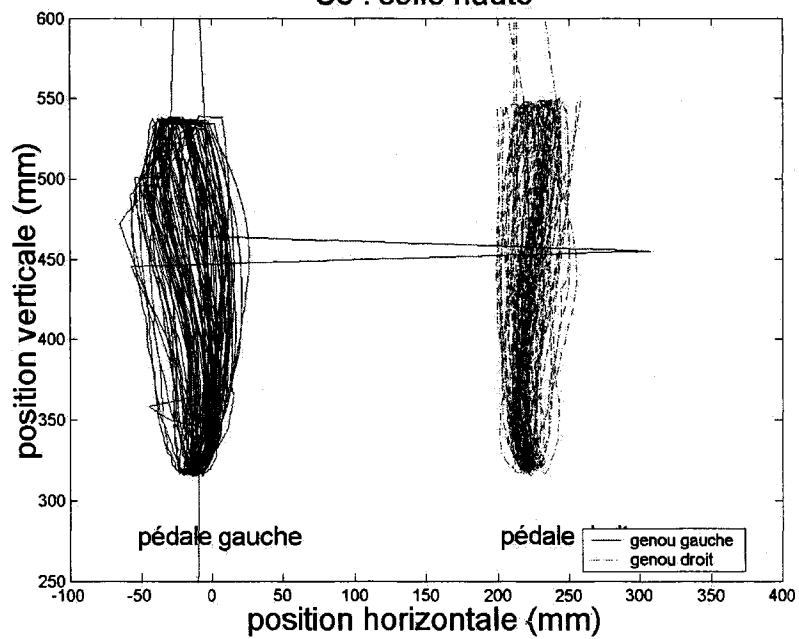
S8 : float off

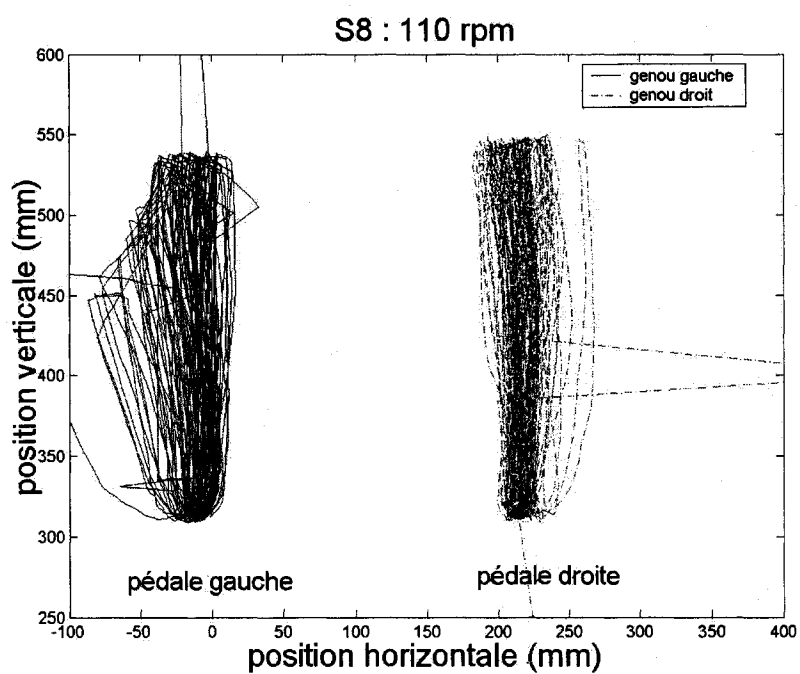
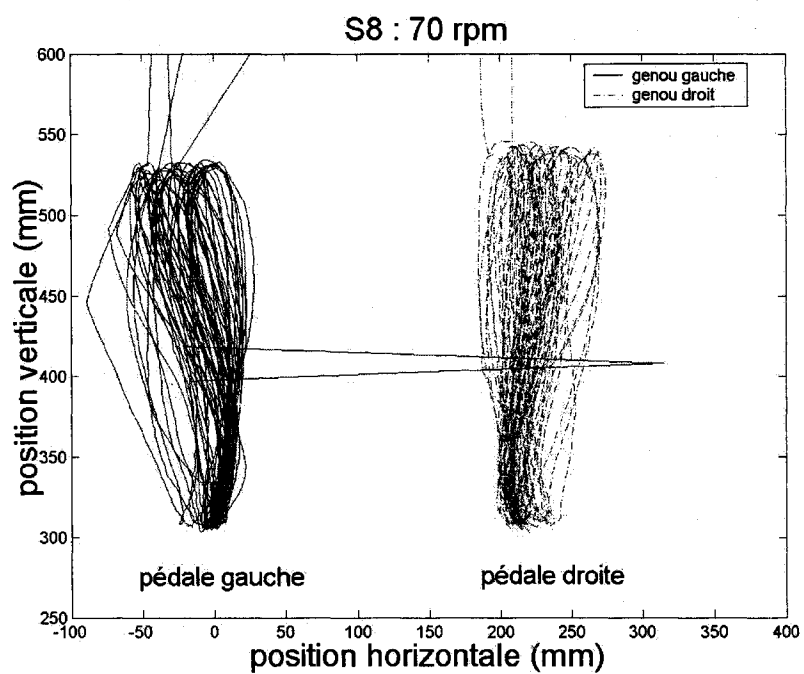


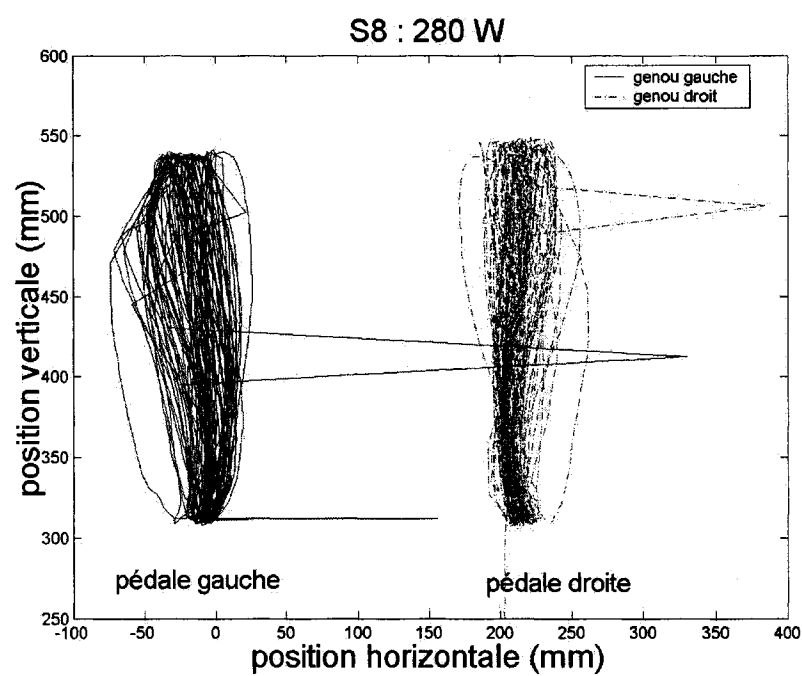
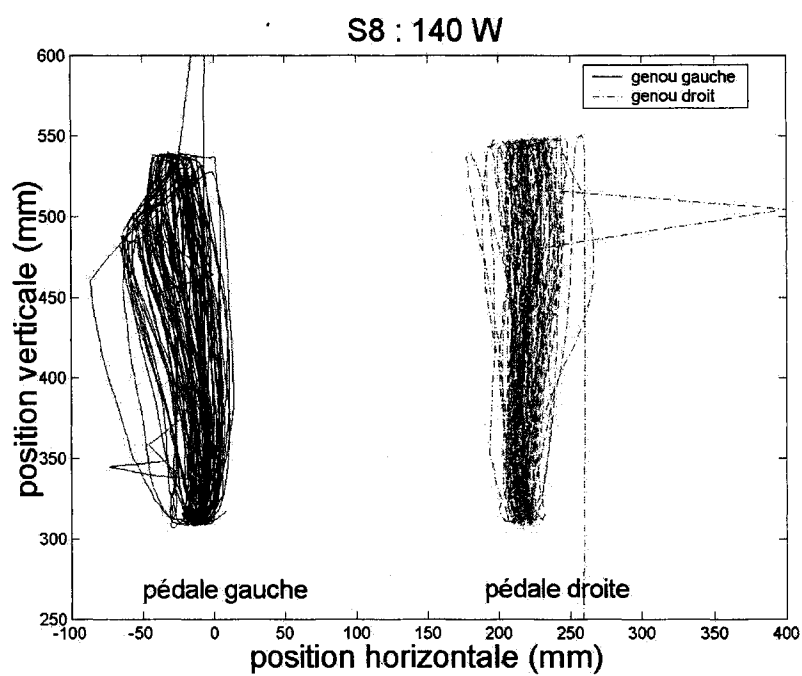
S8 : selle basse



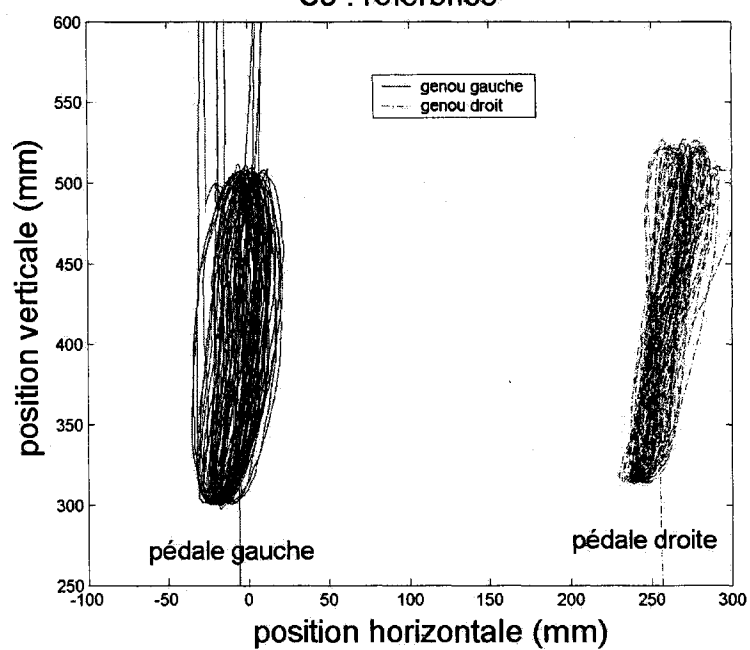
S8 : selle haute



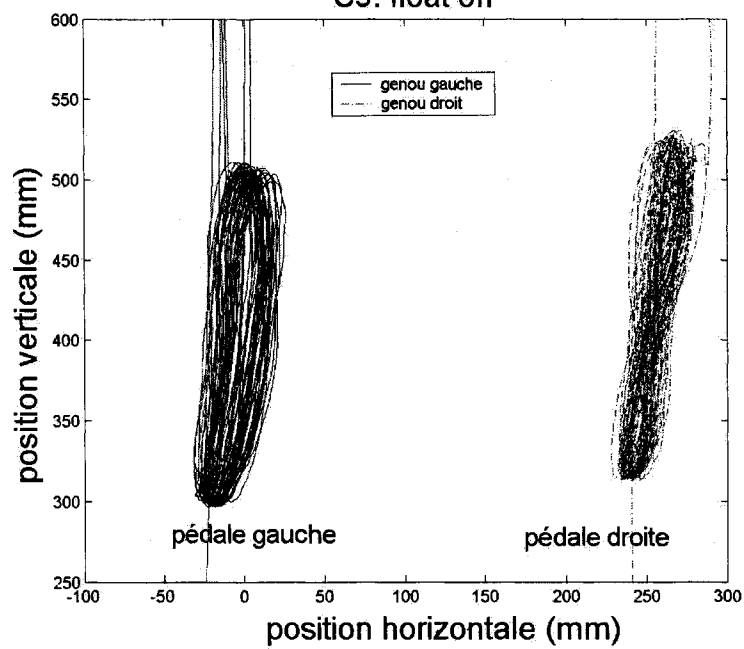


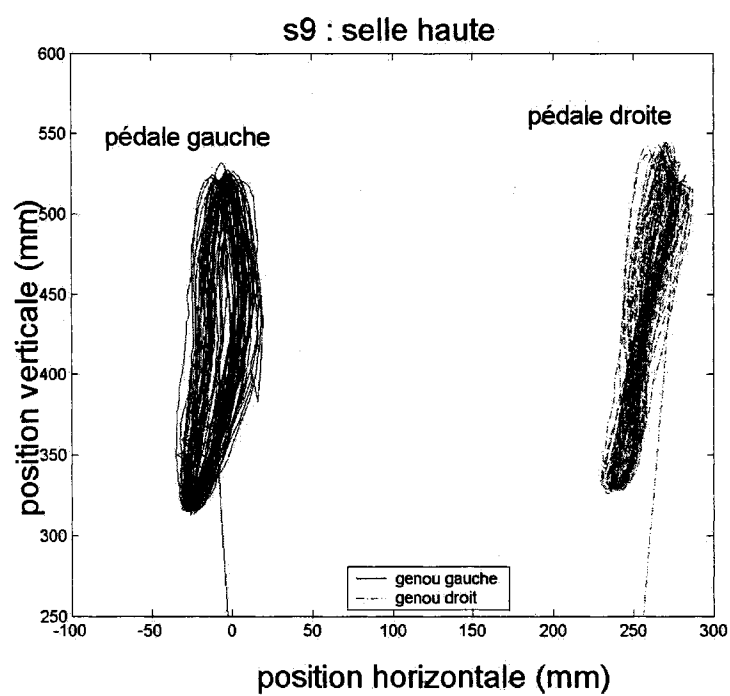
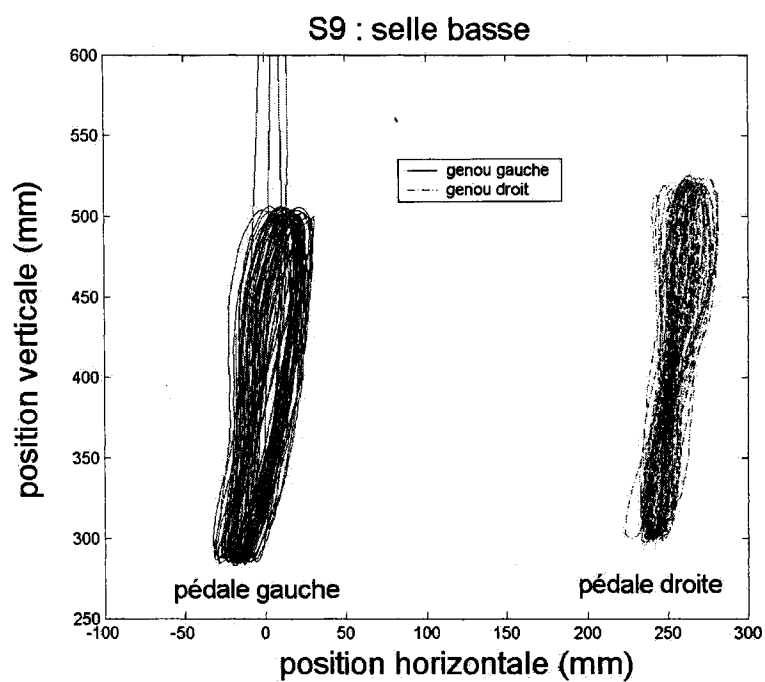


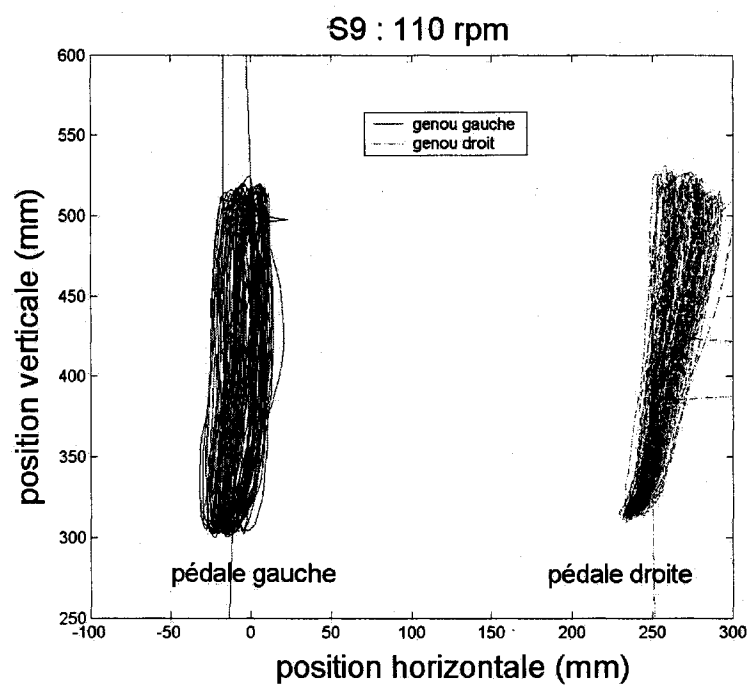
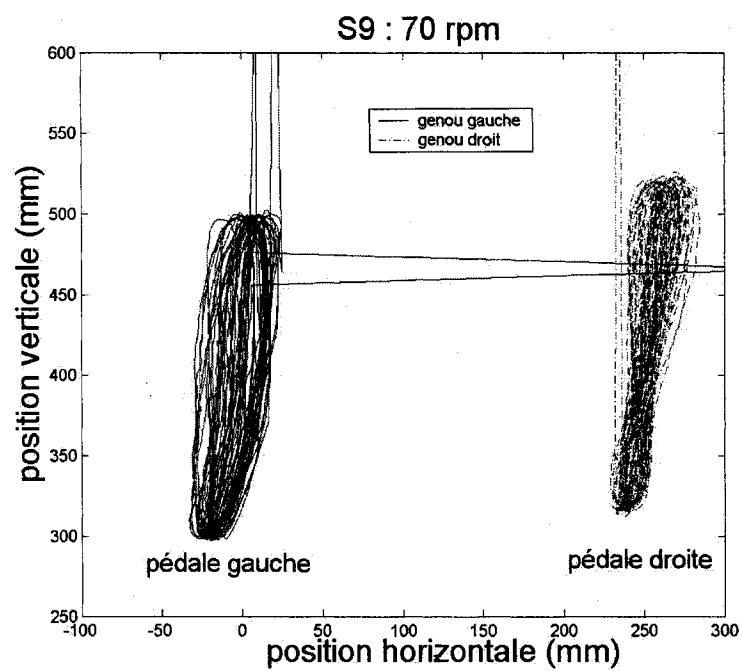
S9 : référence



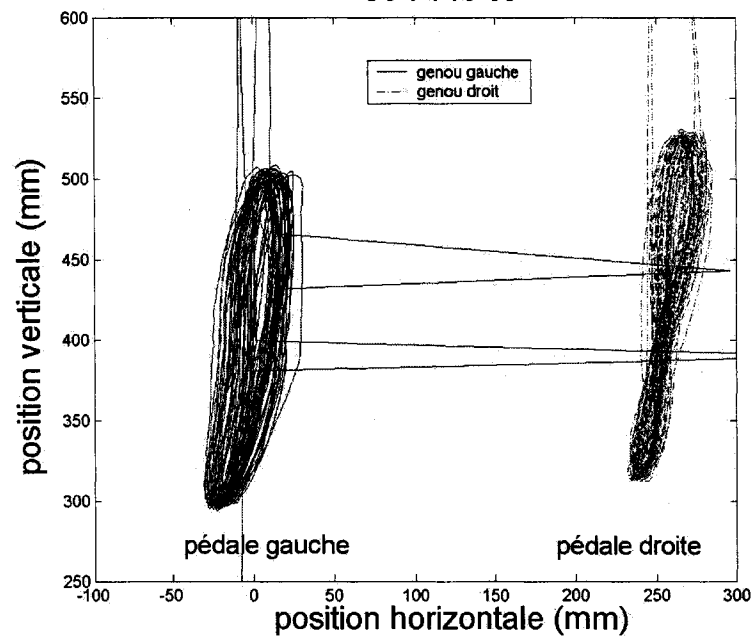
S9: float off



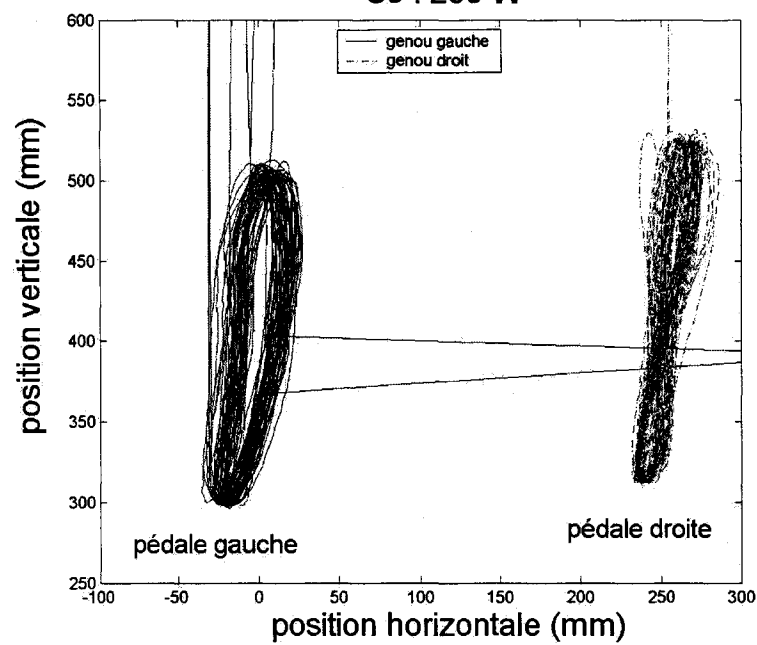




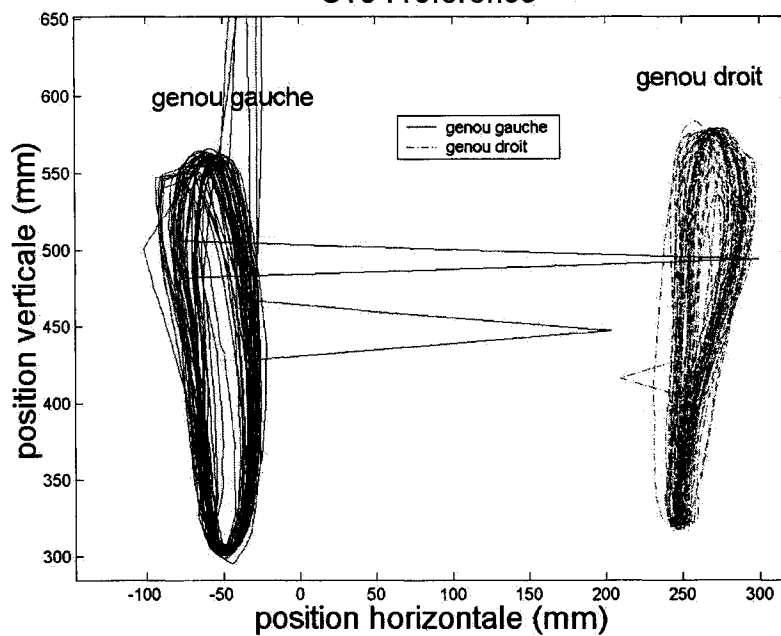
S9 : 140 W



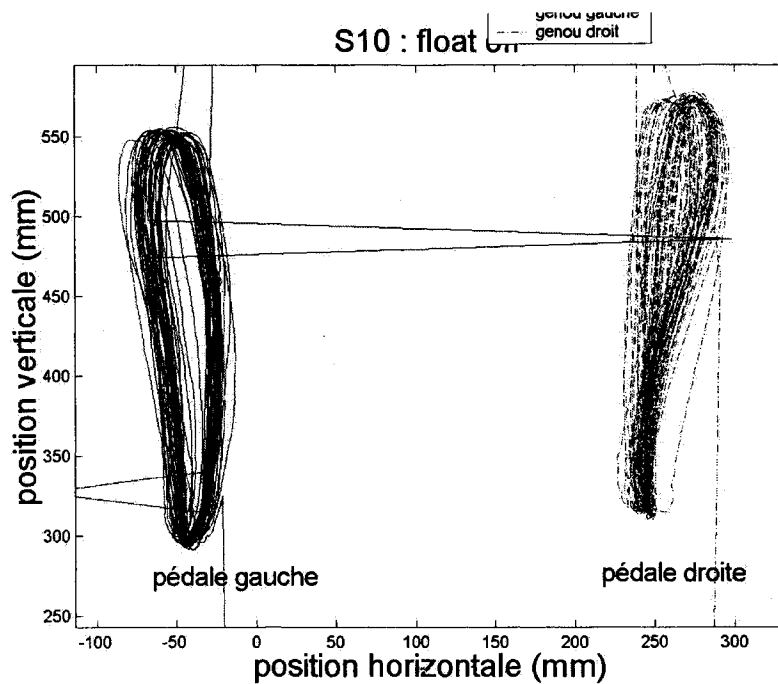
S9 : 280 W



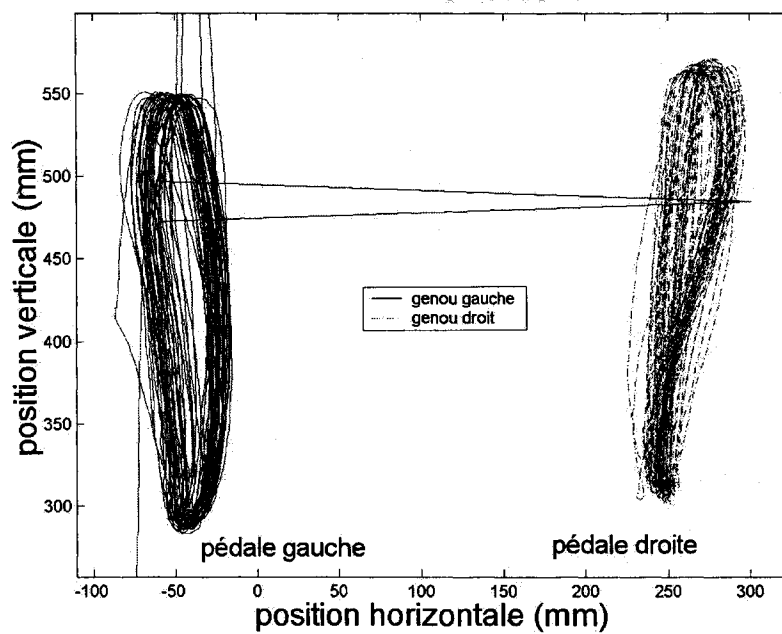
S10 : référence



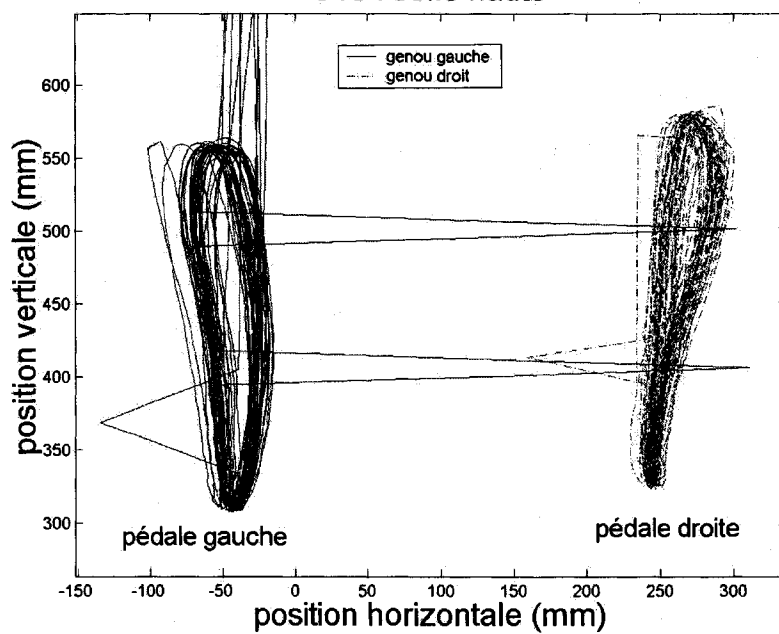
S10 : float on



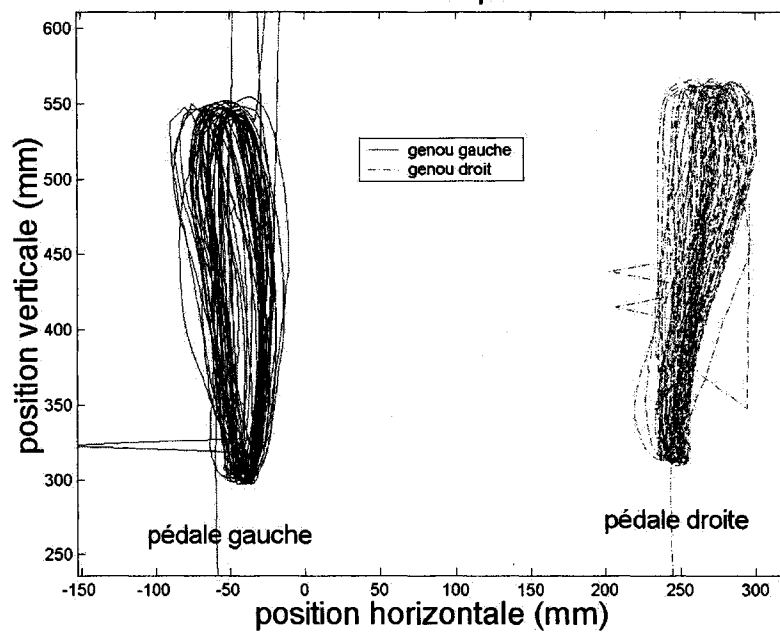
S10 : selle basse



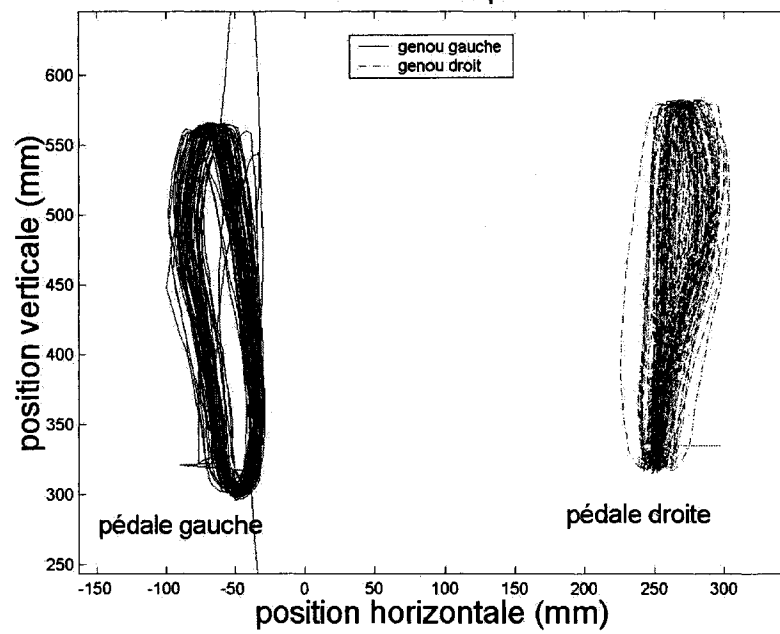
S10 : selle haute

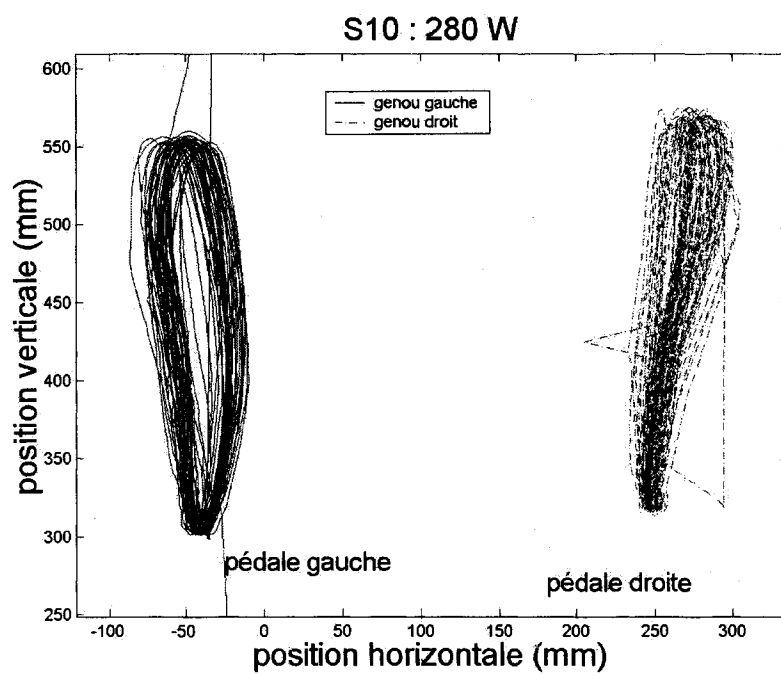
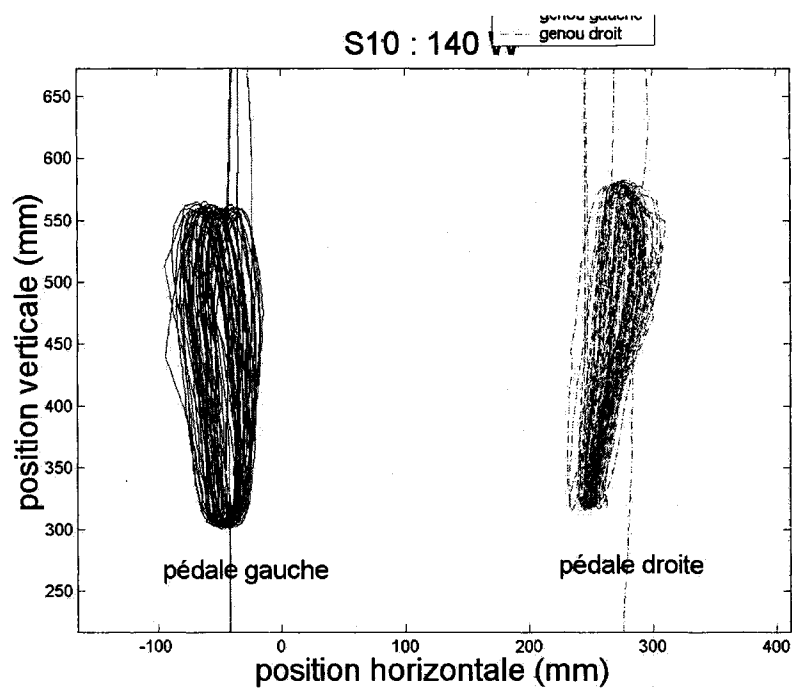


S10 : 70 rpm

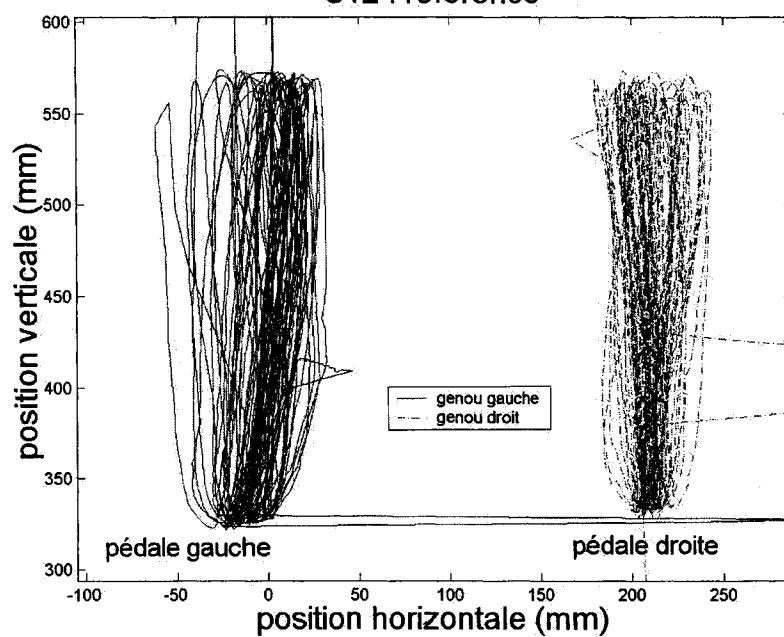


S10 : 110 rpm

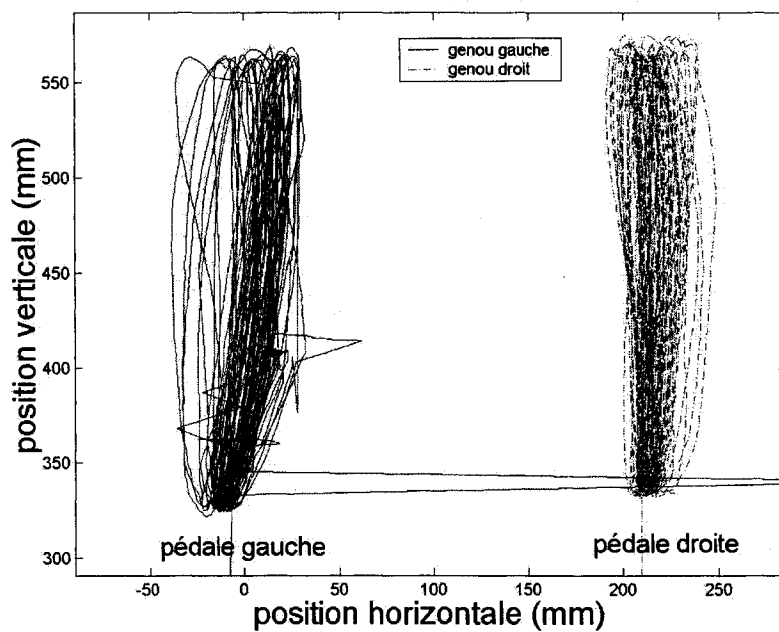




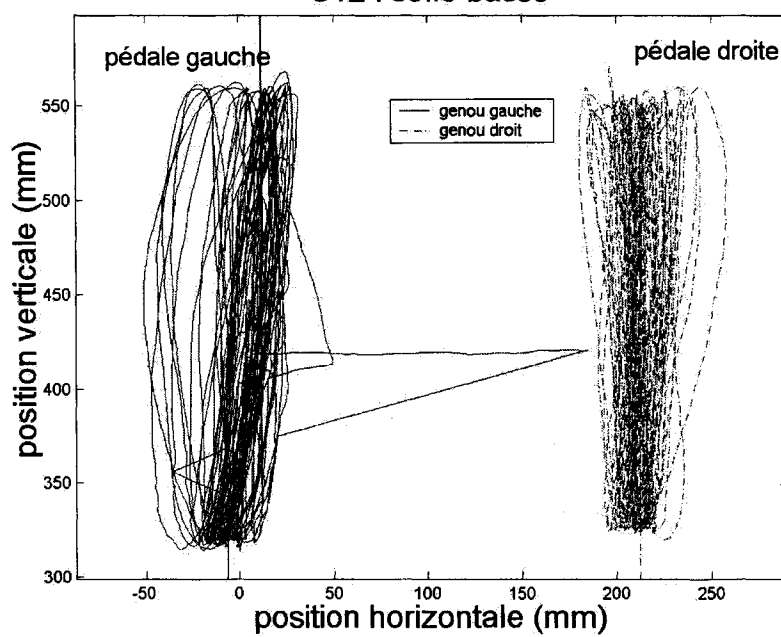
S12 : référence



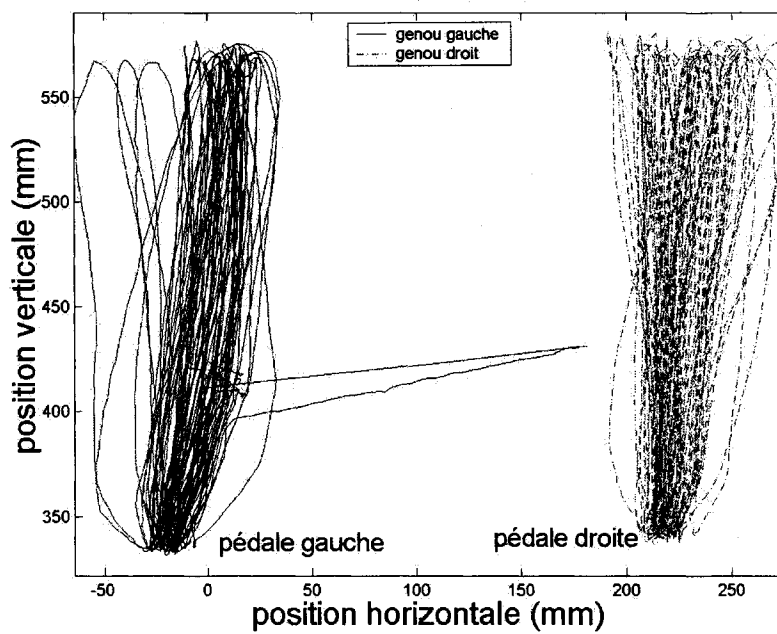
S12 : float off

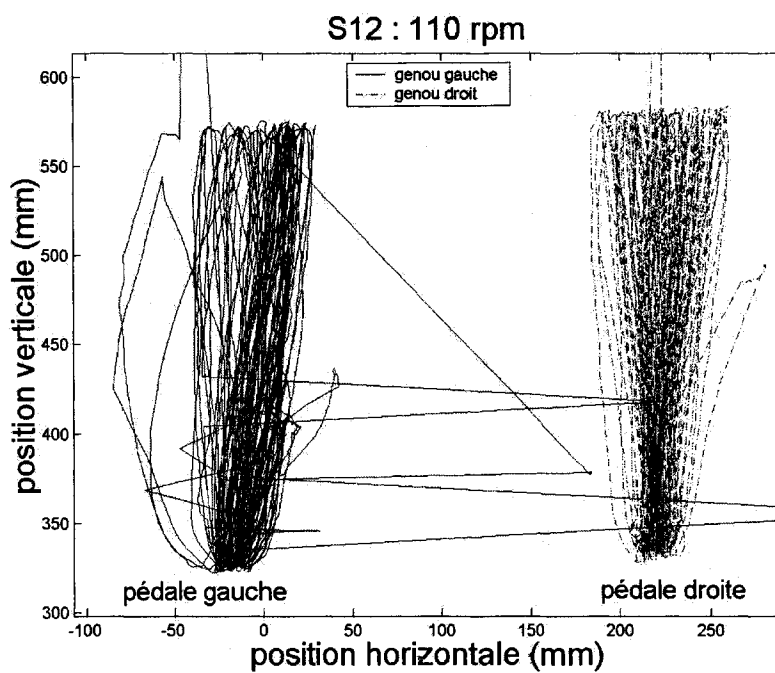
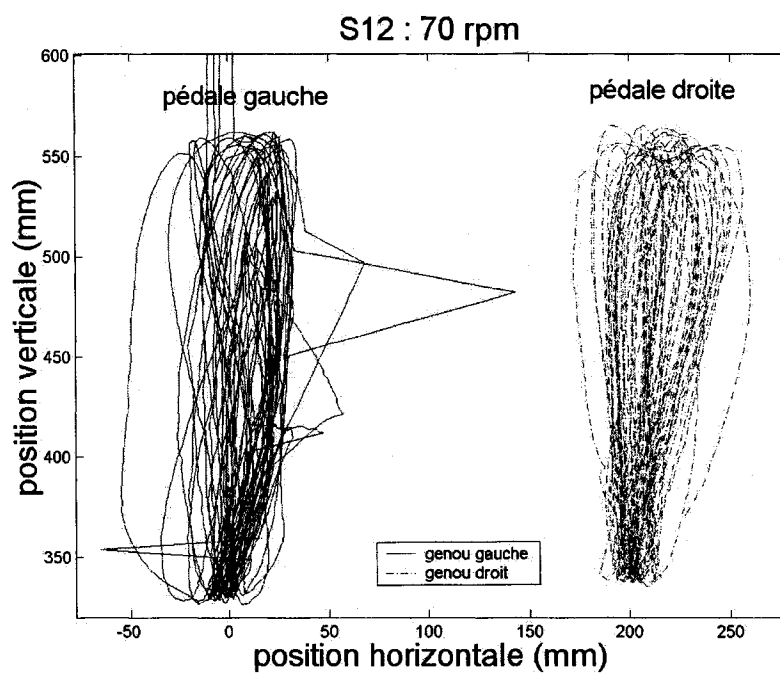


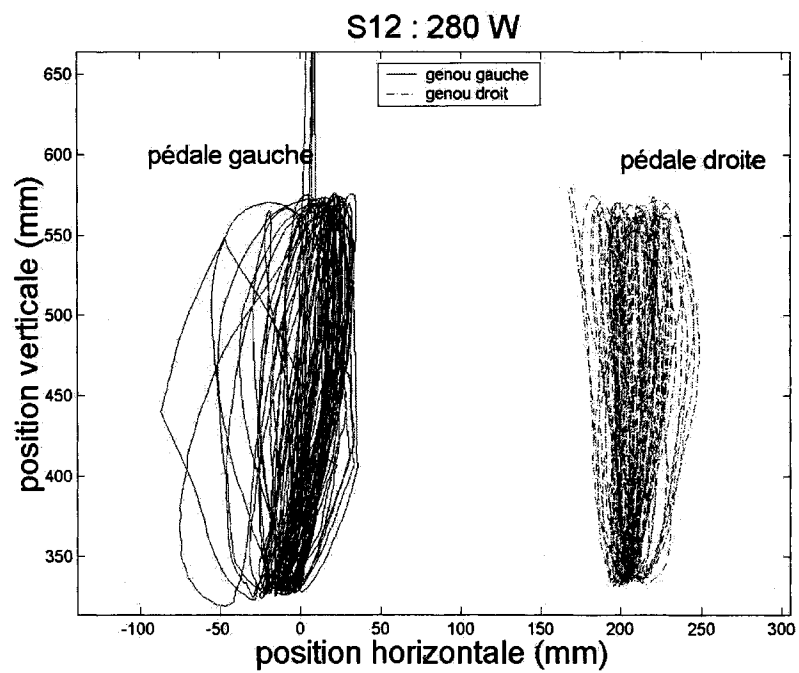
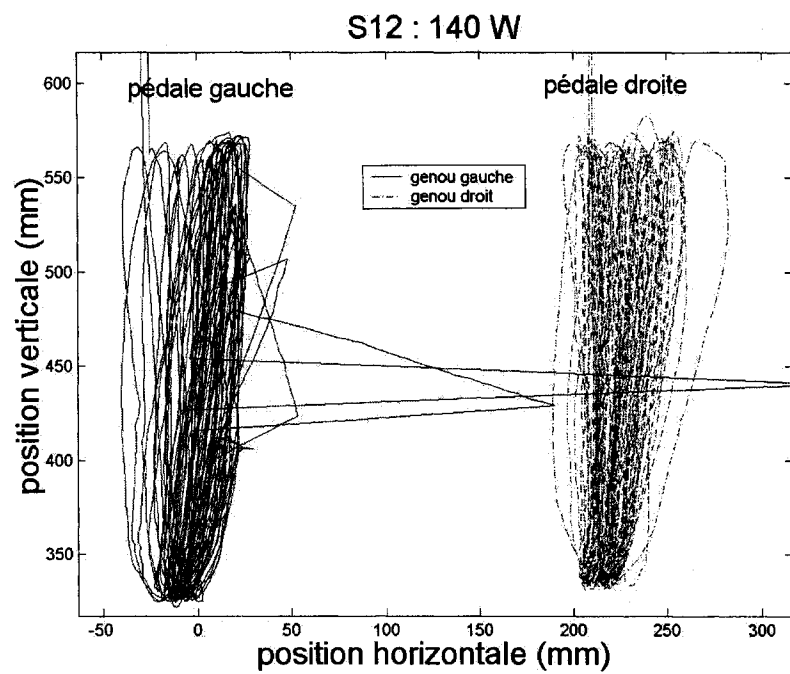
S12 : selle basse



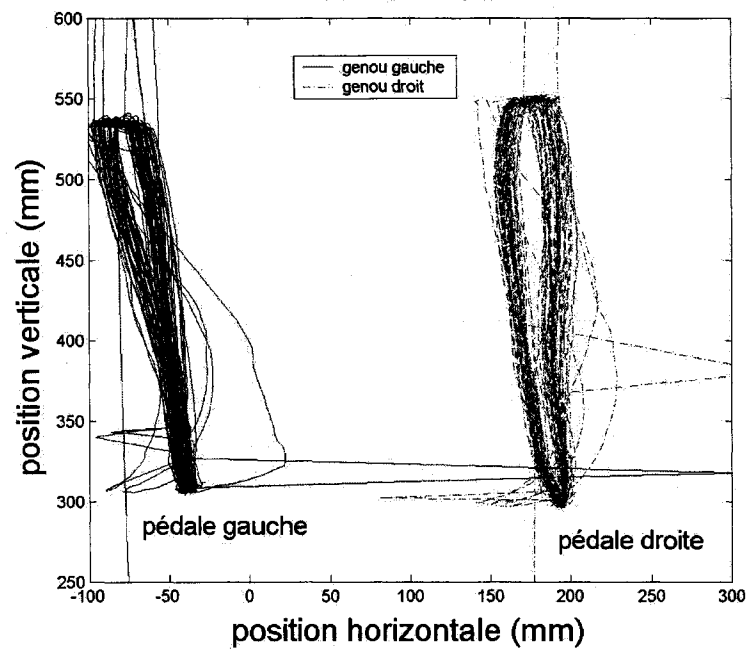
S12 : selle haute



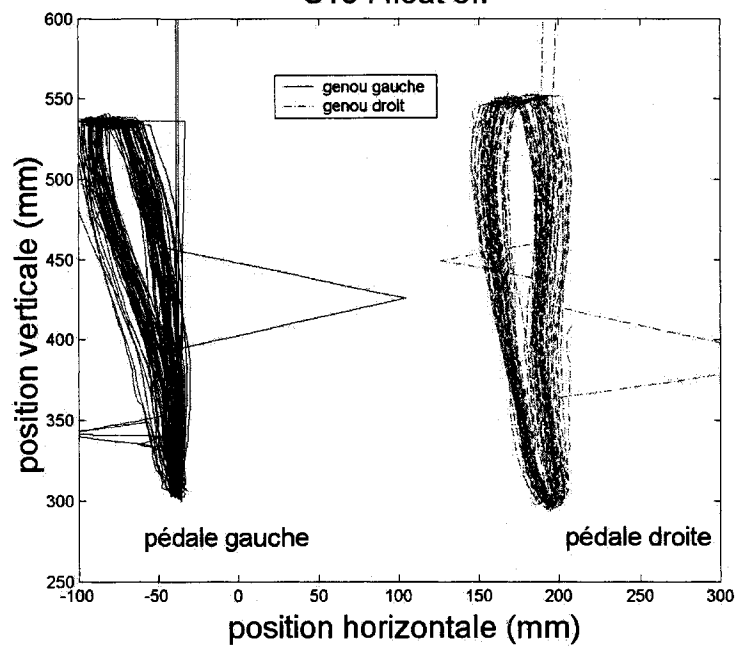




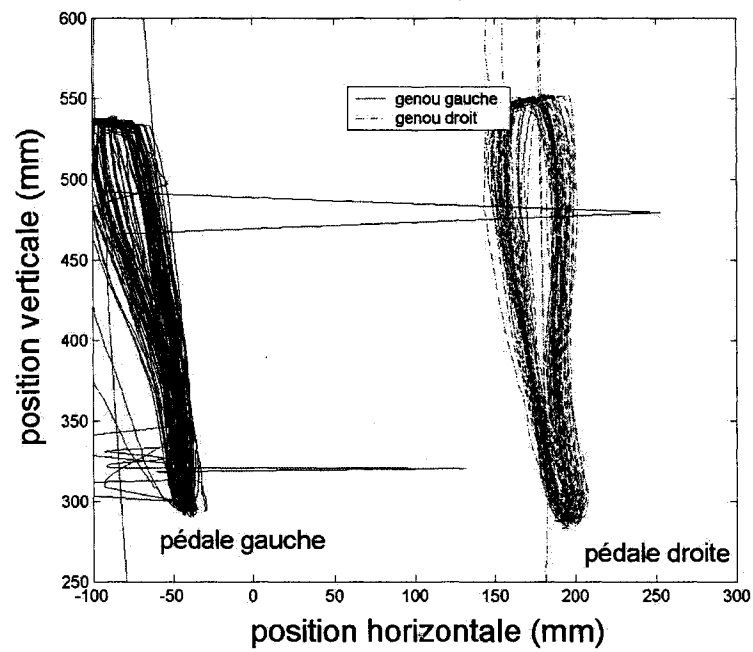
S13 : référence



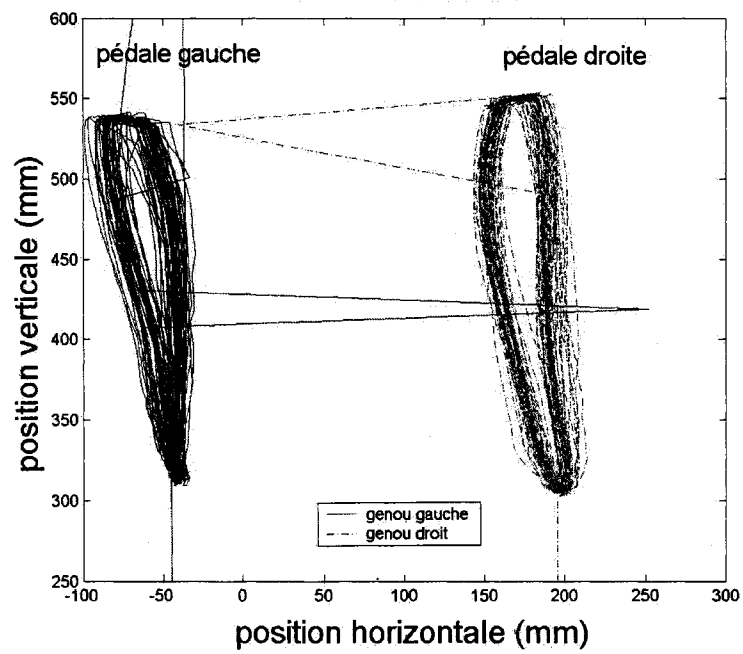
S13 : float off

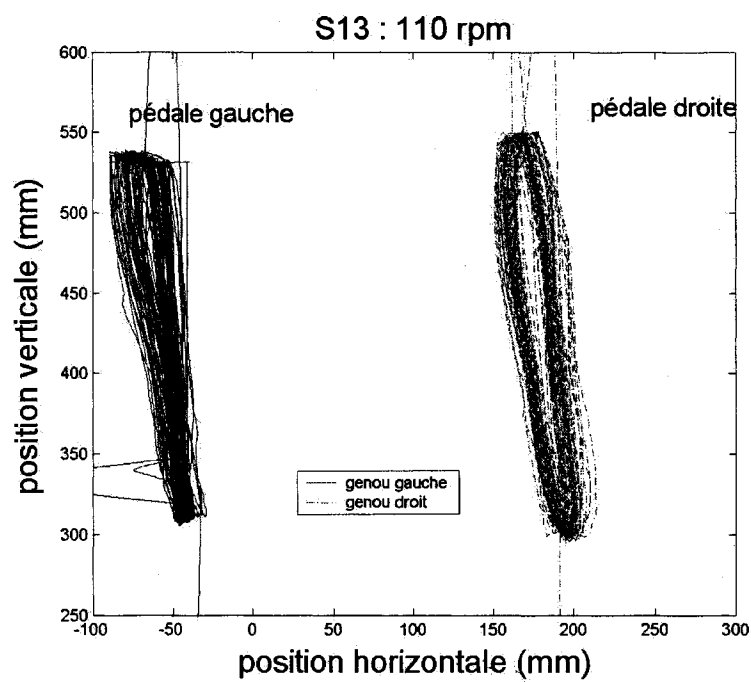
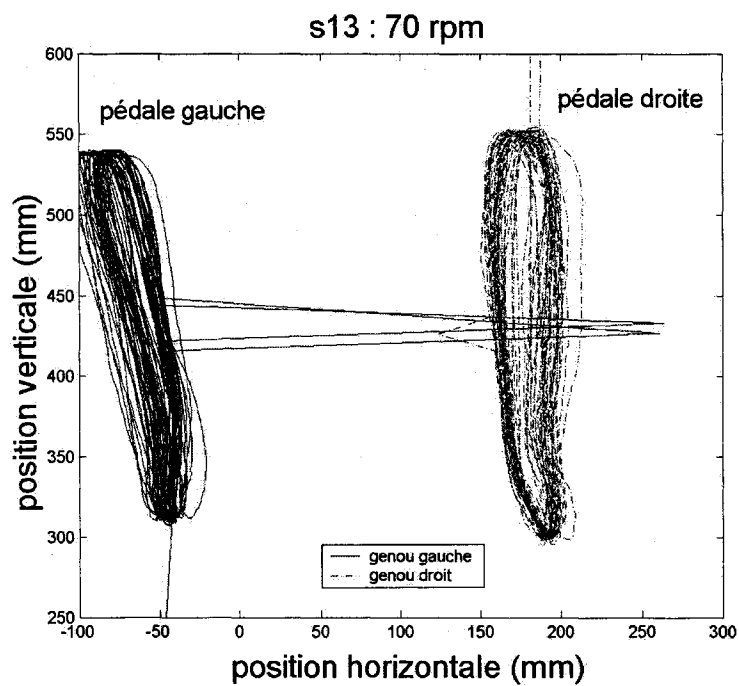


S13 : selle basse

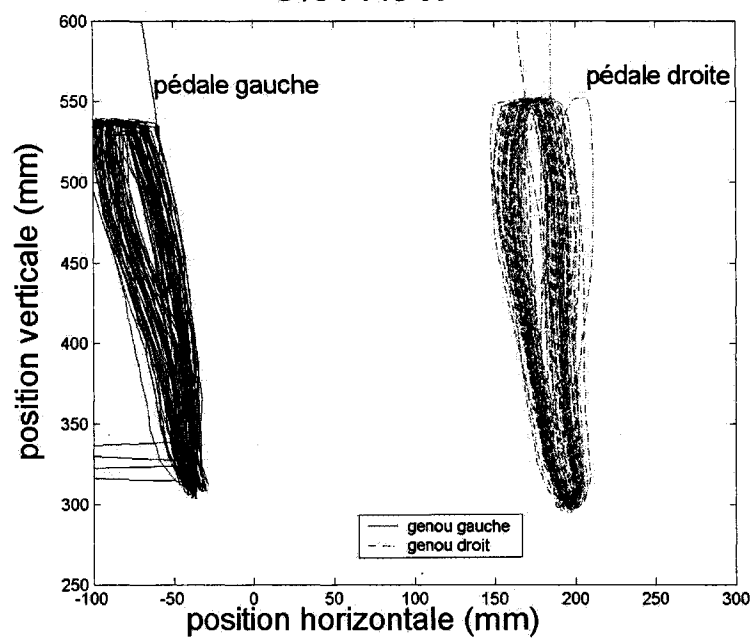


S13 : selle haute

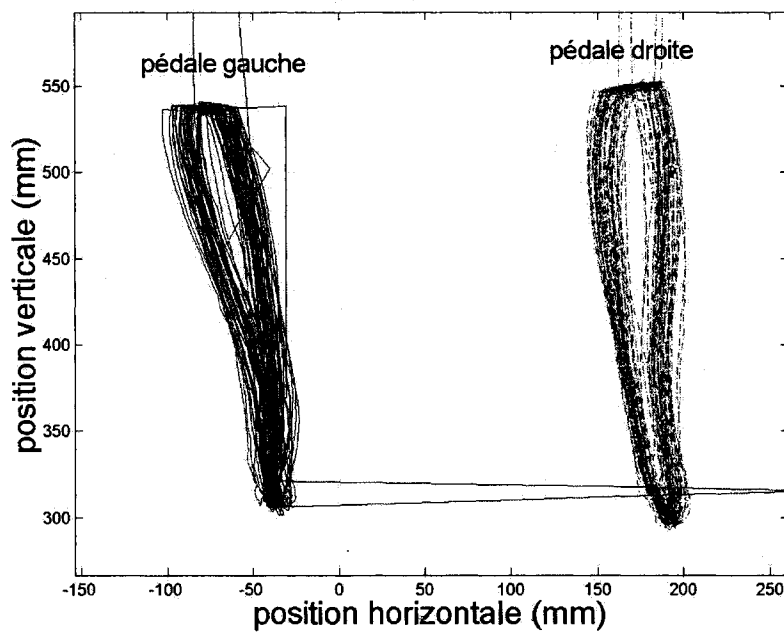




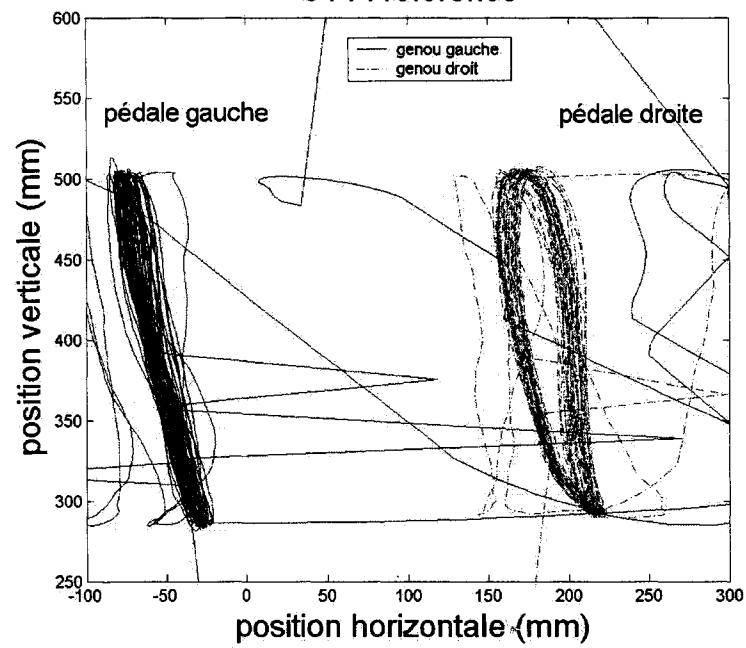
S13 : 140 W



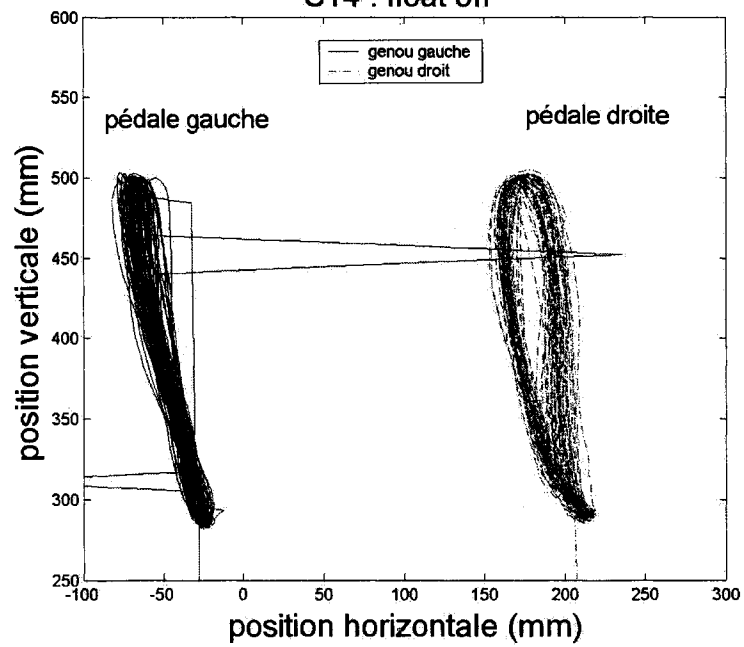
S13 : 280 W



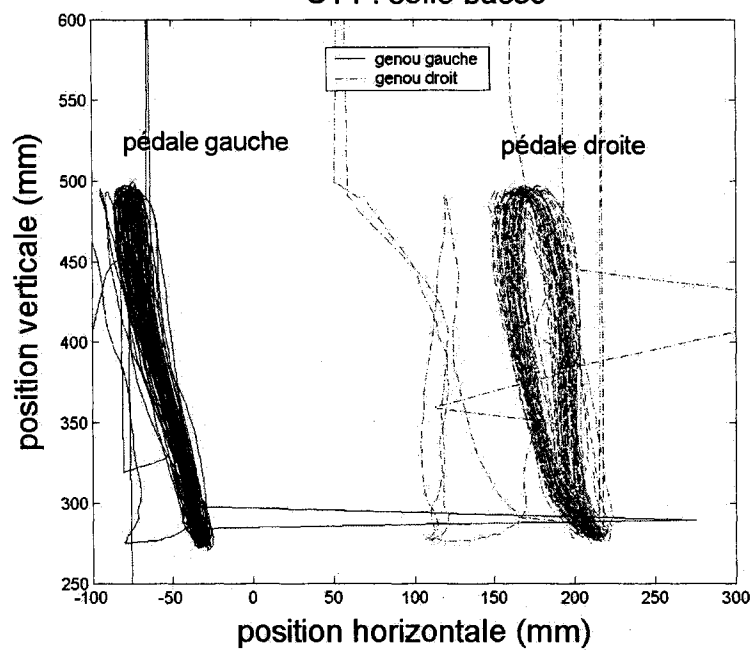
S14 : référence



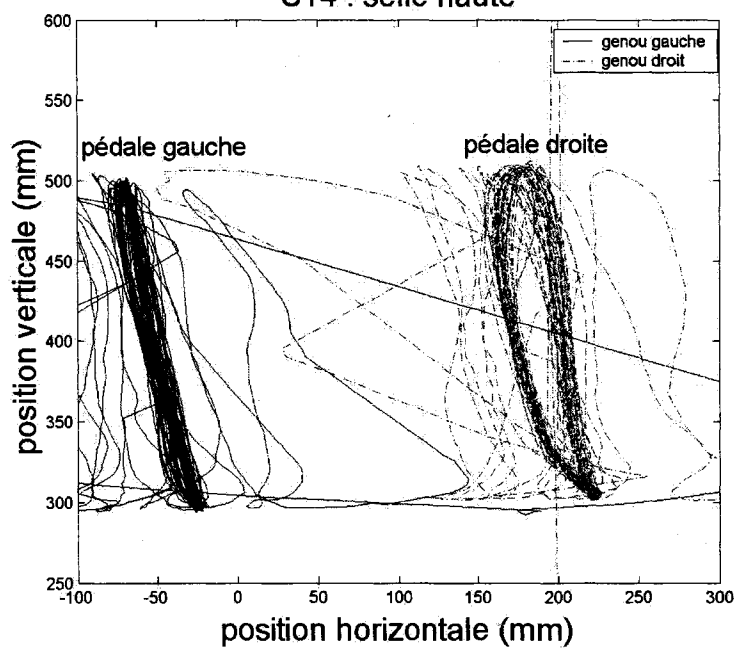
S14 : float off



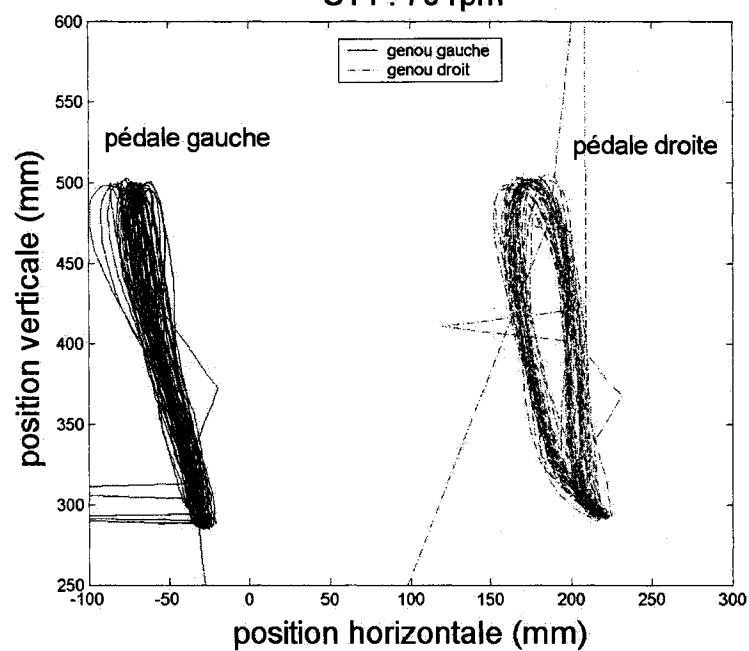
S14 : selle basse



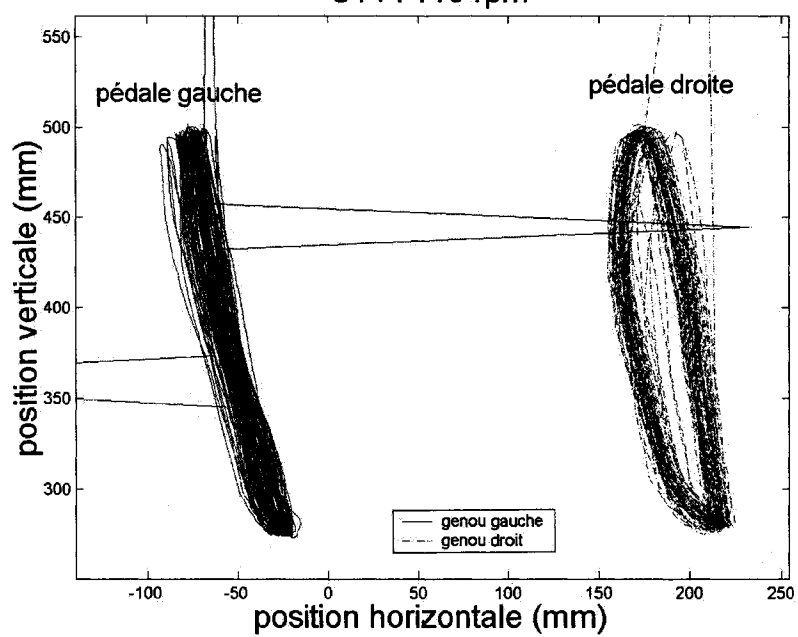
S14 : selle haute

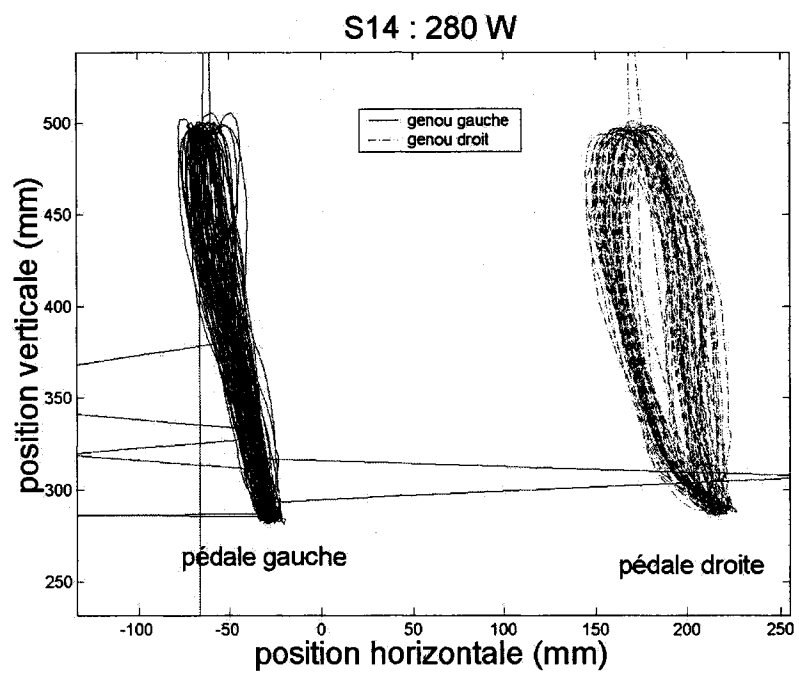
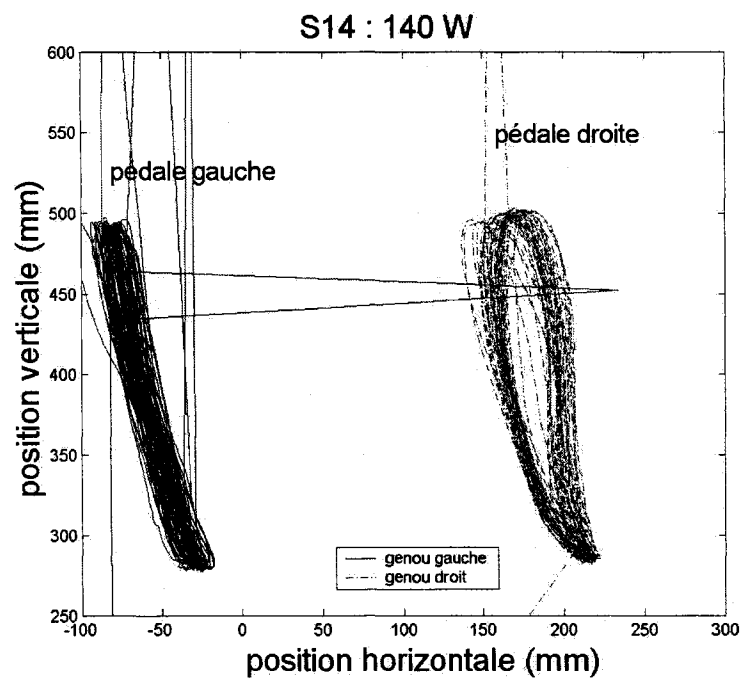


S14 : 70 rpm



S14 : 110 rpm





RÉFÉRENCES

BIBLIOGRAPHIQUES

- Bailey, M. P., Maillardet, F. J., et Messenger, N. (2003). Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences*, 21(8) :649–57.
- Belluye, N. et Cid, M. (2001). Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science et Sports*, 16 :71–87.
- Boyd, T. F., Neptune, R. R., et Hull, M. L. (1997). Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30(5) :505–11.
- Burke, E. R. (1994). Proper fit of the bicycle. *Clinics in Sports Medicine*, 13(1) :1–14.
- Cabrol, C. et Platzer, W. (1999). *Anatomie 1 : appareil locomoteur*. Flammarion, France.
- Castaing, J. (1960). *Anatomie de l'appareil locomoteur 4 : la hanche*. Vigot, Portugal.
- Castaing, J. et Burdin, P. (1960). *Anatomie de l'appareil locomoteur 5 : le genou*. Vigot, Portugal.
- Christiaans, H. H. et Bremner, A. (1998). Comfort on bicycles and the validity of a commercial bicycle fitting system. *Applied Ergonomics*, 29(3) :201–11.
- de Mondenard, J. P. (1989). Technopathies du genou chez le cycliste. examen programmé du matériel. *Médecine du Sport*, 63(6) :299–309.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective : in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5) :325–334.
- Ericson, M. O., Ekholm, J., Svensson, O., et Nisell, R. (1985). The forces of ankle joint structures during ergometer cycling. *Foot & Ankle*, 6(3) :135–42.

- Francis, P. (1986). Pathomechanics of the lower extremity in cycling. In Books, H. K., editor, *Science of cycling*, pages 3–16. Champaign, Ill.
- Gonzalez, H. et Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12) :1151–61.
- Gregersen, C. S. et Hull, M. L. (2003). Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *Journal of Biomechanics*, 36(6) :803–13.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., et Ryan, M. M. (1991a). The biomechanics of cycling. *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 19 :127–69.
- Gregor, R. J., Cavanagh, P. R., et LaFortune, M. (1985). Knee flexor moments during propulsion in cycling—a creative solution to lombard’s paradox. *Journal of Biomechanics*, 18(5) :307–16.
- Gregor, R. J., Komi, P. V., Browning, R. C., et Jarvinen, M. (1991b). A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of Biomechanics*, 24(5) :287–97.
- Gregor, R. J. et Wheeler, J. B. (1994). Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. implications for injury. *Sports Medicine*, 17(2) :117–31.
- Heil, D. P., Derrick, T. R., et Whittlesey, S. (1997). The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 75(2) :160–5.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L. et Whalen, N. J. (1997) Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13(1) :187-205.
- Hull, M. L. et Gonzalez, H. (1988). Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *Journal of Biomechanics*, 21(10) :839–49.
- Iehl, F. (2005). Les pédales - accrochez-vous. *le cycle*, (335) :38–48.
- ISAK (2001). *International standards for anthropometric assessment*. ISAK.
- Kronisch, R. L. (1998). Patient adviser : how to fit a mountain bike. *The Physician and Sportsmedicine*, 26(3) :71–72.
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G., et Giannini, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1) :99–103.

- Livingston, L. et Spaulding, S. (2002). Optotrak measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. *Journal of Athletic Training*, 37(3) :252–255.
- Livingston, L. A. (2002). The accuracy of q angle values.[comment]. *Clinical Biomechanics*, 17(4) :322–3; author reply 323–4.
- Netter, F.H. (1997). *Atlas d'anatomie humaine*, 2^e édition. East Hanover, États-Unis.
- Nordeen-Snyder, K. S. (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine & Science in Sports*, 9(2) :113–7.
- Norkin, C. et Levangie, P. (1992). *joint structure & function - a comprehensive analysis*. F.A. Davis compagny, Philadelphia, USA.
- Pierson-Carey, C., Brown, D., et Dairaghi, C. (1997). Changes in resultant pedal reaction forces due to ankle immobilization during pedaling. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 :334–346.
- Powell, B. (1982). Correction and prevention of bicycle saddle problems. *The Physician and Sportsmedicine*, 10(10) :60–67.
- Pyndt, H. S., Laursen, M., et Nielsen, J. B. (2003). Changes in reciprocal inhibition across the ankle joint with changes in external load and pedaling rate during bicycling. *Journal of Neurophysiology*, 90(5) :3168–77.
- Radharamanan, R. et Shen, H. (1990). A 3-d kinematic model for the biomechanical analysis of the lower limb while cycling. *International journal of modeling & simulation*, 10(2) :36–42.
- Reiser, R. F., n., Peterson, M. L., et Broker, J. P. (2002). Understanding recumbent cycling : instrumentation design and biomechanical analysis. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 38 :209–14.
- Ruby, P. et Hull, M. L. (1993). Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *Journal of Biomechanics*, 26(11) :1327–40.
- Ruby, P., Hull, M. L., et Hawkins, D. (1992a). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25(1) :41–53.
- Ruby, P., Hull, M. L., Kirby, K. A., et Jenkins, D. W. (1992b). The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 25(10) :1195–207.
- Ryschon, T. W. et Stray-Gundersen, J. (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(8) :949–53.

- Suzuki, S., Watanabe, S., et Homma, S. (1982). Emg activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain Research*, 240(2) :245–58.
- Too, D. (1990). Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Medicine*, 10(5) :286–302.
- Umberger, B. R. et Martin, P. E. (2001). Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 17 :55–62.
- Vincent, W. J. (1999) *Statistics in kinesiology*. Champaign, États-Unis.
- Welbergen, E. et Clijesen, L. P. (1990). The influence of body position on maximal performance in cycling. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 61(1-2) :138–42.
- Wheeler, J., Gregor, R., et Broker, J. (1995). The effect of clipless float design on shoe pedal interface kinetics and overuse knee injuries during cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 11 :119–141.
- Wilber, C. A., Holland, G. J., Madison, R. E., et Loy, S. F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 16(3) :201–6.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*, 2e édition. New York.
- Woestyn, J. (1977). *Étude du mouvement tome II : l'anatomie fonctionnelle*. Maloine S.A., Paris, France.